

UNIVERSIDAD DE SEVILLA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA

**INFLUENCIA DEL USO DE LA
FÉRULA QUIRÚRGICA EN LA
GENERACIÓN DE CALOR
DURANTE LA PREPARACIÓN
DE LOS LECHOS
IMPLANTARIOS: ESTUDIO IN
VITRO**

TESIS DOCTORAL

Eva Fiorella Bueno Marquina

Sevilla, 2017



UNIVERSIDAD DE SEVILLA

PROF. Dr. D. PEDRO BULLÓN FERNÁNDEZ, Catedrático de Universidad, y
Dr. D. MARIANO HERRERO CLIMENT,

CERTIFICAN:

Que el trabajo de investigación titulado: “Influencia del uso de la férula quirúrgica en la generación de calor durante la preparación de los lechos implantarios: Estudio in vitro” desarrollado por Dña. Eva Fiorella Bueno Marquina, ha sido realizado bajo nuestra dirección y supervisión, reuniendo en nuestra opinión todos los requisitos para ser presentado y defendido para la obtención del Grado de Doctor por esta Universidad.

Y para que conste a los efectos oportunos, firmamos el presente certificado en Sevilla a 24 de Abril de 2017.

Fdo. Prof. Pedro Bullón Fernández

Fdo. Dr. Mariano Herrero Climent

Agradecimientos

Me gustaría comenzar expresando mi más sincero agradecimiento a mis directores de la tesis, al Dr. Pedro Bullón Fernández por su confianza en mi desde el principio, por darme la oportunidad de formar parte de su grupo de investigación, por el tiempo dedicado y su infinita paciencia. Al Dr. Mariano Herrero Climent, sin el cual este trabajo no podría haberse llevado a cabo, por su motivación, por su entrega a esta profesión, por transmitirnos sus conocimientos y creer en mi.

A mis compañeros de promoción del Máster de Periodoncia e Implantes de Sevilla, mis masterianos, por todos los momentos vividos durante esos tres años. Sin duda, una de las mejores experiencias de mi vida, no solo en el terreno profesional, que se vio enriquecido con un gran programa educativo impartido por excelentes docentes, sino en lo personal. El máster no hubiese sido lo mismo sin ellos. Si de algo se caracterizó nuestra promoción fue del ambiente de compañerismo, siempre dispuestos a ayudarnos unos a otros. En especial a Carmen, por sus ánimos y por todos los momentos buenos compartidos.

A Carmen Bravo por su colaboración y asesoramiento en el procesamiento estadístico de los datos.

A la familia Bullón, Pilar, Pili, por su cariño y por recibirme en su casa, hicieron que me sintiera como un miembro más de su familia y no tuviera esa nostalgia que nos da a los que salimos de nuestra ciudad.

A mi gran amiga, no sé que es tener una hermana pero estoy segura que sería algo parecido, Bea Bullón. Nos conocimos siendo unas niñas en la universidad, con los sueños y ganas de ser odontólogas y de eso hace ya trece años. Por su amistad incondicional, por estar ahí siempre que lo he necesitado y por enseñarme a querer a Sevilla, como dice la canción de Los del Río “Sevilla tiene un color especial...”.

A mis compañeros de promoción del Máster de Prótesis de la UCM por estos últimos años, cargados de buenos momentos, los cuales me ha permitido hacer grandes amistades.

A mi amiga y compañera de box, Reút, por sus consejos y su cariño, por ayudarme en lo que hiciera falta. Por más años de amistad allá donde estemos.

A mis amigos de la infancia, por todos estos años juntos, por aguantar largas conversaciones de dientes sin entender del tema y por animarme siempre.

Y quiero dejar el último agradecimiento a las personas más importantes de mi vida. A mi familia y especialmente a mis padres, sin ellos no hubiese llegado hasta aquí. Un ejemplo a seguir en la vida, luchadores. Por su eterna confianza en mí, por su apoyo incondicional, por su gran esfuerzo y sacrificio, por darme la educación que he recibido y esta profesión que tanto quiero. Muchas gracias por todo.

“Vive como si fueras a morir mañana, aprende como si fueras a vivir para siempre”.

Mahatma Gandhi.

ÍNDICE

Índice

I. INTRODUCCIÓN.....	15
A) Factores que influyen en la generación de calor.....	18
A.1) Factores dependientes de la fresa.....	18
A.2) Factores dependientes del lecho implantario.....	25
A.3) Factores dependientes del operador.....	26
B) Introducción a la cirugía guiada.....	30
 II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	40
 III. MATERIAL Y PLAN DE TRABAJO.....	45
A) Material.....	47
B) Plan de trabajo.....	50
C) Análisis estadístico.....	61
 IV. RESULTADOS.....	63
 V. DISCUSIÓN.....	90
 VI. CONCLUSIONES.....	101
 VII. BIBLIOGRAFÍA.....	105
 VIII. RESUMEN.....	117

1. INTRODUCCIÓN

INTRODUCCIÓN

El éxito de los implantes dentales depende de varios factores, el más importante es la correcta cicatrización del lecho implantario que permita una buena osteointegración. La osteointegración se define como el contacto directo del hueso con el cuerpo del implante sin encapsulación de tejido conectivo (1). Los factores que afectan a la osteointegración son el diseño del implante, composición química, topografía de la superficie del implante, material y tamaño del implante, condiciones de carga, estabilidad, uso de tratamientos coadyuvantes, agentes farmacológicos y la generación de calor durante el fresado (2). El calor que se libera durante la preparación e inserción de los implantes podría tener consecuencias para el hueso y se ha demostrado que la extensión de la zona necrótica alrededor del lecho es proporcional a la cantidad de calor generado (3). Dependiendo de la cantidad de calor generado se puede producir hiperemia, necrosis, fibrosis, degeneración osteocítica y aumento de la actividad osteoclástica. Por ello, hay que evitar la necrosis inducida térmicamente durante el fresado del lecho implantario. En el estudio de Erickson et al. investigaron los efectos histológicos del calor en el hueso en un modelo animal. Utilizaron una cámara térmica fija para monitorizar el metabolismo óseo a diferentes temperaturas y distinguieron entre efectos agudos y crónicos. Se observó hiperemia arterial y venosa durante los efectos agudos y no hubo reacciones del tejido conectivo. Los efectos crónicos se caracterizaron por la recirculación de los capilares después de 4 días y se asociaron con un ligero alargamiento de los vasos. Las células grasas comenzaron a reabsorberse 2 días después del aumento térmico y continuaron haciéndolo durante 14 días. En la tercera semana, aproximadamente el 30% del hueso se había reabsorbido. Una

INTRODUCCIÓN

temperatura alta durante una corta duración (50°C durante 1 minuto) tuvo casi el mismo efecto que una temperatura baja durante una larga duración (47°C durante 5 minutos).

Una temperatura baja durante una corta duración (47°C durante 1 minuto) redujo la reabsorción ósea en aproximadamente un 10%. Por lo que concluyeron que la temperatura crítica, que puede derivar a un daño irreversible a la estructura ósea, es de aproximadamente 47°C. A temperaturas más bajas no se prevén daños (4).

A) Factores que influyen en la generación de calor

Diferentes factores afectan al calor generado durante la preparación del lecho implantario. Éstos son el operador (presión, velocidad y duración del fresado y tipo de cirugía), las fresas (diseño, composición y desgaste de las mismas, sistema de irrigación y sistema del implante), el lecho (espesor y tipo de hueso y profundidad del fresado) y el paciente (edad y densidad ósea).

A.1) Factores dependientes de la fresa que influyen en la generación de calor:

Actualmente las compañías de implantes no indican cuantos usos deben tener las fresas y la frecuencia de cambio. El uso repetido de las fresas puede conducir a la degradación de su superficie de corte y, por tanto, la elevación de la temperatura en la interfase ósea, lo que podría producir un mayor trauma en el lecho y un aumento de la temperatura cada vez que se usan, produciendo una mayor tasa de pérdida de implantes (5). Los fabricantes solamente ofrecen pautas sueltas, en cuanto a la longevidad de las fresas de implantes, y se deja al clínico determinar la vida útil de las mismas, evaluando

INTRODUCCIÓN

subjetivamente la eficacia de la fresa a través de un aumento percibido en la fuerza requerida para realizar una osteotomía. El número promedio de implantes colocados durante cada procedimiento quirúrgico es de 2,5 y como la mayoría de los fabricantes de implantes dentales especifican que las fresas son reutilizables para 10 procedimientos quirúrgicos, se espera que las fresas se usen para 25 osteotomías. Matthews y Hirsch 1972 midieron la temperatura en el hueso cortical humano tras el uso de fresas de 3,2 mm de diámetro, registrando temperaturas significativamente altas cuando usaron fresas previamente desgastadas que cuando éstas eran nuevas. Por lo que concluyeron que la capacidad de corte de las fresas, la irrigación y el uso de fresas piloto disminuirían el aumento de temperatura en el hueso y que la fresa final de osteotomía debía realizar un máximo de 40 osteotomías (7). La investigación también se centró en factores que afectan al calor generado en la interfase ósea incluyendo usos múltiples de la fresa, efectos del proceso de esterilización, uso de irrigación, técnica de perforación y propiedades intrínsecas de las fresas. Harris y Knholes 2001 demostraron que el uso repetido de las fresas afectaba a la capacidad de corte, con lo que a menos capacidad mayor producción de calor (8). Sin embargo, Ercoli et al. 2004 compararon las fresas 3i, Straumann, Lifecore, Nobel Biocare, Implamed y Paragon y concluyeron que aunque hay diferencias en los patrones de desgaste, la generación de temperatura no variaba entre ellas (5). Jochum et al. 2000 tampoco encontraron diferencias significativas en la generación de calor entre las fresas que fueron reutilizadas después del lavado y esterilización y las fresas que se reutilizaron solo tras el lavado (9). Allsobrook et al. 2011 demostraron que los procesos de esterilización y la irrigación aumentaban la corrosión de las fresas. Sin embargo, la deformación y la corrosión no parecían tener

INTRODUCCIÓN

efecto sobre los incrementos de temperatura en el hueso y el uso hasta 50 osteotomías no parecían elevar la temperatura a un nivel dañino (10). Scarano et al. 2011 evaluaron el efecto de la reutilización de las fresas en las alteraciones de la temperatura durante la osteotomía y concluyeron que el aumento en la reutilización de las fresas provoca un aumento de temperatura en el hueso (11).

En los últimos años, diferentes casas comerciales trabajan en la mejora de las características de las fresas para optimizar su rendimiento en el labrado del lecho implantario. El diseño de las fresas quirúrgicas va dirigido a que el fresado sea acorde al tipo de implante empleado. Generalmente, el lecho implantario se prepara usando fresas helicoidales o estriadas. Las investigaciones realizadas en huesos de origen animal y humano han demostrado que el diseño de la fresa contribuye al aumento de la temperatura durante el fresado. En el estudio de Hobkirk y Rusiniak 1977, observaron que las fresas de lanza y helicoidales requerían menos presión y menos tiempo de fresado que las fresas redondas o de fisuras, lo que podría estar asociado con un mayor trauma térmico al hueso (12). Benington 1996 también concluyó que el diseño de las fresas es un factor importante (13). Cordioli et al. 1997 compararon fresas helicoidales y estriadas observando que éstas últimas disipaban mejor el calor (14). Chacon et al. 2006 evaluaron 3 sistemas de fresas: fresa helicoidal triple con ángulo de incidencia, fresa helicoidal triple sin ángulo de incidencia y fresa helicoidal doble con ángulo de incidencia. Concluyeron que la geometría de las fresas juegan un papel importante en la generación de calor siendo la fresa helicoidal triple sin ángulo de incidencia la que mayor temperatura generaba (15). Estos resultados también se hallaron en el estudio de Scarano et al. 2011, en el cual compararon la temperatura generada con dos tipos de

INTRODUCCIÓN

fresas, una cilíndrica y otra cónica con irrigación externa, y obtuvieron temperaturas significativamente mayores con el uso de fresas cilíndricas (11).

Al estudiar la influencia del fresado secuencial y progresivo, con aumentos consecutivos del diámetro de las fresas, Augustin et al. 2008 observaron que con diámetros de fresa de 2,5 mm y 3,2 mm, las temperaturas registradas estaban por debajo del nivel crítico. También observaron que diámetros mayores de fresa en presencia de irrigación producía un aumento de la temperatura pero siempre por debajo del umbral crítico (16). Sung-Jong et al. 2010 encontraron una relación directamente proporcional entre el diámetro de la fresa y el aumento de la temperatura (17). Sin embargo, Oh et al. observaron que las secuencias precedentes con fresas de diámetro más pequeño eliminan una gran cantidad de hueso, las fresas de mayor diámetro están sujetas a cortar menos hueso, dando como resultado un aumento de temperatura más pequeño (18).

Existe una gran variedad, tanto de sistemas de fresado como de materiales disponibles en el mercado que influyen tanto en la capacidad de corte como en el desgaste que se produce con el uso de las mismas. Varios autores han investigado el calor generado por las fresas de diferente composición como acero inoxidable, acero inoxidable recubiertas con nitruro de titanio o con cerámica de óxido de zirconio. La combinación de óxido de zirconio con ítreo, magnesio o alúmina permite la estabilización del zirconio, proporcionando mejores propiedades biomecánicas. Estas fresas de cerámica mixta de alto rendimiento están compuestas principalmente de óxido de zirconio al 80% y óxido de alúmina al 20%, presentando estabilidad térmica, baja conductividad térmica, mayor

INTRODUCCIÓN

resistencia a la fractura y desgaste y con un módulo de elasticidad similar al acero (Piconi&Maccauro 1999, Bayerlein 2006, Chacon et al. 2006) (19, 20, 15). La evidencia científica relacionada con las fresas de cerámica en implantología es escasa y se basa únicamente en los hallazgos microscópicos de desgaste después de varios usos (Bayerlein et al. 2006, Scarano et al. 2011) (20, 11). Aunque el desgaste del material y la durabilidad son importantes, la posibilidad que las fresas de cerámica puedan reducir el calor térmico durante la preparación del lecho implantario, después de varios usos, es de mayor relevancia clínica ya que afecta directamente a la supervivencia y éxito del implante. En el estudio de Oliveira et al. 2011 obtuvieron temperaturas más bajas durante las preparaciones del lecho implantario con la fresa de cerámica (21). El aumento de la temperatura se correlacionaba con un mayor uso de la fresa y la presión aplicada durante la perforación. El objetivo de estos estudios fue intentar mejorar las propiedades de las fresas, como son: la estabilidad, conductividad térmica, resistencia y desgaste, que pueden influir en la temperatura que se produce durante la osteotomía. Allsobrook et al. 2011 comparó la generación de calor durante 50 fresados con tres tipos de fresas: Straumann, Nobel Biocare y Neoss. Los autores observaron que las fresas de Nobel Biocare muestran menor corrosión, desgaste y generación de temperatura que las otras dos. Los autores lo atribuyeron a la diferente composición de las fresas y al recubrimiento de carburo de tungsteno que presentaban (10).

Otro factor importante es la irrigación, que contribuye a la disminución de la temperatura por conducción, elimina los chips de hueso que produce el aumento de temperatura por fricción y lubrica las fresas disminuyendo la fricción. Esto se observó en el estudio de Reingewirtz et al. 1997 en el cual el uso de refrigeración reducía la

INTRODUCCIÓN

temperatura (22). Watanabe et al. 1992 estudiaron la generación de calor que se producía en presencia o ausencia de irrigación con el uso de fresas IMZ Branemark y fresas ITI. Encontraron que se producía mayor calor sin irrigación con las fresas IMZ y con irrigación a penas se generaba calor (2). Posteriormente, Kerawala et al. 1999 demostraron que en ausencia de irrigación la temperatura aumentaba (23). También se investigó si la irrigación interna ofrecía más ventajas respecto a la externa. En 1975, Kirschner y Meyer introdujeron la irrigación interna en implantes con la hipótesis que la irrigación en estos casos es desde la punta de la fresa y el efecto de enfriamiento de dichas fresas sería mejor que con las fresas enfriadas externamente. Compararon la irrigación interna con no irrigación a velocidades de rotación de 1300 y 2000 r.p.m, no encontraron diferencias en la generación de calor entre las diferentes velocidades pero sí en el uso de irrigación alcanzándose 103°C sin ella, es por ello que señalaron la importancia de irrigación interna (24). Lavelle et al. 1980 observaron que la irrigación interna era más eficaz reduciendo el calor generado por la fricción durante el fresado comparado con la irrigación externa o no irrigación (25). Mismo resultado fue hallado en el estudio de Augustin et al. 2012 en el que mediante el uso de un nuevo diseño de fresa con irrigación interna observaron menor incremento de temperatura en el fresado (26). Estudios como el de Benington 2002 no mostró diferencias entre irrigación interna y externa (27). Sin embargo, Haider et al. 1993 sí observaron mayor ventaja con irrigación externa (28). En el estudio de Misir et al. 2009 encontraron altas temperaturas cuando se utilizaba irrigación externa más interna comparado con irrigación externa solo, esto podría ser debido a que el hueso cortical denso causó la obstrucción de los puertos de irrigación interna (29). En un estudio *in vitro*, Sener et al. obtuvieron mayor

INTRODUCCIÓN

generación de calor en la parte superficial de la cavidad fresada que en el fondo. Por lo tanto, la irrigación externa a temperatura ambiente puede proporcionar enfriamiento suficiente durante el fresado (30). En el estudio Strbac et al. 2013, estudiaron la generación de calor mediante el uso de irrigación externa, interna o combinada con fresas de diferentes diámetros y obtuvieron temperaturas significativamente más altas con irrigación externa para las fresas cónicas. Y se detectaron temperaturas significativamente inferiores con irrigación interna o combinada para el uso de fresas cónicas de diferentes diámetros (31). Ese mismo año, Harder et al. estudiaron dos composiciones de fresas y dos sistemas de irrigación (externa e interna), obteniendo 4 grupos de estudio (grupo 1: fresa de acero más irrigación externa; grupo 2: fresa de acero más irrigación interna; grupo 3: fresa de acero recubierto de nitruro de circonio; grupo 4: fresa de óxido de circonio). Encontraron que las fresas de acero con irrigación interna generaron significativamente menos calor intraóseo que con irrigación externa (32). Un estudio más reciente de Koo et al. 2015, estudiaron el comportamiento de tres tipos de fresas de diferente composición con y sin irrigación y observaron que con irrigación el calor se reducía significativamente durante el fresado. Al comparar la temperatura con y sin irrigación, encontraron que el fresado sin irrigación se asociaba con temperaturas significativamente más altas. No observaron diferencias significativas en la temperatura entre los diferentes tipos de fresa durante la irrigación. Y concluyeron que la irrigación es más crítica para el control de la temperatura que el material de las fresas (33).

INTRODUCCIÓN

A.2) Factores dependientes del lecho implantario que influyen en la generación de calor:

La generación de calor varía en función de la localización de la osteotomía, hueso cortical o esponjoso. El hueso cortical es denso y contiene poca agua por lo que la velocidad termoconductora es mayor que en la médula ósea, con una conducción relativamente rápida de calor. El hueso esponjoso tiene una estructura reticular y contiene agua y lípidos, por lo que el calor generado en la pared es poco probable que se extienda a la periferia (2). La estructura y la vascularización juegan un papel importante en la reacción del tejido óseo al efecto del calor. El hueso esponjoso al tener vasos sanguíneos disipa el calor más rápido y tiene una mayor capacidad de regeneración que el hueso cortical, que tiene poco suministro de sangre. Huiskes 1980 en su estudio encontró que la reabsorción en el hueso cortical era mucho más extensa que en el hueso esponjoso, lo que confirmaba las propiedades térmicas inferiores del hueso cortical (6). En el estudio de Brisman 1996, encontró una mayor tasa de fracaso del implante en hueso tipo D1 y se atribuyó a la generación de calor resultado de la fricción de la fresa con el hueso cortical denso (34). Varios estudios han demostrado que el daño térmico en el sitio de fresado inhibe la respuesta regenerativa en la cicatrización ósea, ralentizando el proceso de osteointegración lo que produciría la movilidad del implante. Hay mayor tasa de fracaso de implantes en los tipos de hueso más densos. Rhinelander et al. 1974 encontraron que en las primeras 4 semanas postoperatorias, hubo significativamente más y más temprana formación de nuevo hueso y aposición en la superficie del implante en el hueso esponjoso que en el hueso compacto. Esto sugiere una mejor capacidad de regeneración del hueso esponjoso (35). De Souza Carvalho et al. 2011,

INTRODUCCIÓN

estudiaron la influencia de fresados repetidos sobre la viabilidad celular inmediata y lo analizaron a través de la expresión de proteínas de la matriz ósea. Y encontraron que había síntesis y liberación de proteínas al citoplasma celular 2-3 minutos después de la lesión tisular. Las proteínas de la matriz extracelular juegan un papel importante en el proceso de osificación y contribuyen a incrementar la actividad celular alrededor de los implantes y la consecuente osteointegración (36).

El efecto de la profundidad del fresado y el calor generado por la fricción ha sido estudiado por diferentes autores. Cordioli et al. 1997 observaron un aumento de temperatura significativo a profundidades de 8 mm frente a 4 mm, independientemente del diámetro de la fresa utilizado. Sin embargo, parece que el tipo de irrigación utilizado afecta al aumento de la temperatura en la parte más profunda, en lugar de la profundidad del lecho en sí.(14)

A.3) Factores dependientes del operador que influyen en la generación de calor

Se ha prestado poca atención a la cantidad de presión que el operador ejerce sobre el contraángulo y el consecuente calor generado. Mientras Eriksson y Adell 1986 abogaron por usar una presión baja, la magnitud de la misma no se especificó, quizás porque la fuerza aplicada no se puede estandarizar debido al factor humano. Demostraron que un torque elevado y velocidades entre 1500 y 2000 r.p.m son ideales para la preparación del lecho implantario (37). Utilizando el hueso femoral cortical humano, Matthews y Hirsch 1972 realizaron un estudio en el que se evaluaron diferentes fuerzas (presión) y velocidades. Obtuvieron que la temperatura registrada era

INTRODUCCIÓN

inversamente proporcional a la fuerza del fresado (7). Brisman et al. 1996 evaluó la influencia de diferentes fuerzas y velocidades en la producción de calor y observó que tanto el aumento de la velocidad como de la fuerza no mostraba un aumento significativo de la temperatura (34). Sharawy et al. 2002 evaluaron el calor generado a partir de 3 velocidades de fresado y tuvo como resultado que 2500 r.p.m podría disminuir el riesgo de daño óseo, ya que velocidades más lentas requerirían más tiempo de fresado, lo que produciría más calor por fricción (38).

Diversos estudios analizaron la influencia de la velocidad del fresado, Thompson 1958 investigó los efectos mecánicos, los cambios térmicos y la respuesta histológica inicial al fresado en el hueso a diversas velocidades entre 125 a 2000 r.p.m. Sin el uso de irrigación, observó que dentro de este rango, la temperatura aumentó de 38,3°C a 65,5°C con el aumento de la velocidad del fresado (39). Este hallazgo se confirmó por Pallan 1960 (40). Matthews y Hirsch 1972 encontraron una relación directamente proporcional entre la velocidad de perforación y la producción de calor al comparar rangos de velocidad de 345 a 2900 r.p.m. (7). Lavelle et al. 1980 observaron una producción creciente de calor con velocidades de rotación cada vez mayores hasta 350 r.p.m. (25). Eriksson et al. 1984 recomendaron una velocidad de fresado entre 1000-2000 r.p.m. (41). Iyer et al. 1997 encontraron una relación inversa entre la velocidad de fresado y la producción de calor cuando se usó irrigación durante la osteotomía (42). En el estudio de Augustin et al. 2008 observaron que con el aumento de la velocidad de fresado (con un diámetro de fresa constante) había una diferencia estadísticamente significativa en el aumento de la temperatura ósea durante el fresado (16).

INTRODUCCIÓN

Cuando se evalúa la influencia del tiempo de fresado en la generación de calor, primero tenemos que considerar el tiempo de fresado como aquel requerido para que la parte calentada vuelva a su temperatura normal. El tiempo de fresado es siempre directamente proporcional a la cantidad de calor generado y depende de varios factores. Kim et al. 2010 mostraron que a velocidades más bajas, el fresado tarda más pero no aumenta la cantidad de calor generado (43). Stelzle et al. 2014 investigaron la carga aplicada en 3 sistemas (fresa de piezocirugía, fresa espiral y trefina) y encontraron que el tiempo requerido para preparar el hueso disminuyó continuamente con la carga. Con la fresa espiral se tardó menos tiempo, seguida de la trefina. El aumento de la temperatura parece correlacionarse con el tiempo de perforación. A carga máxima, la temperatura más baja medida fue con la fresa helicoidal (40,3°C), seguida por la trefina (43,9°C) y la piezocirugía (48,6°C). (44).

Para prevenir la generación de calor en el hueso, se recomienda el uso de refrigeración durante la preparación de los lechos implantarios. La experiencia clínica muestra que la irrigación no puede inducir un sobrecalentamiento óseo que impida una osteointegración exitosa.

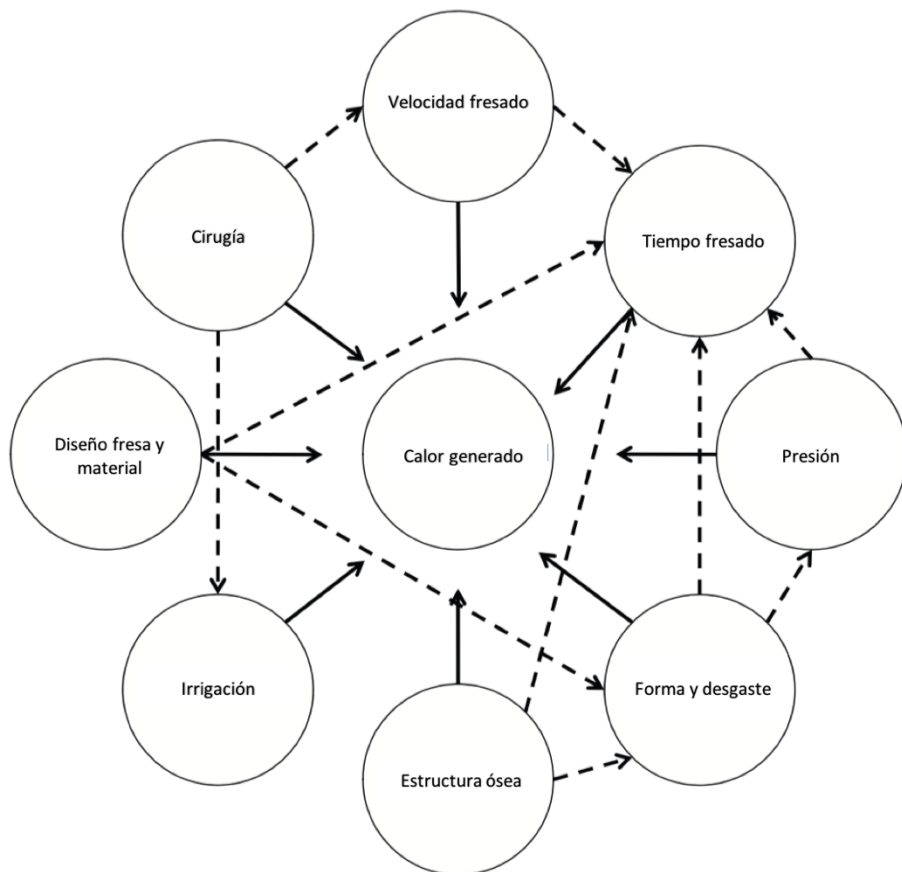


Figura 1. Factores que influyen en la generación de calor.

INTRODUCCIÓN

B) Introducción a la cirugía guiada

Históricamente, los cirujanos tendían a colocar los implantes en aquellas localizaciones donde había mayor disponibilidad ósea sin prestar atención a la restauración definitiva. Hoy en día, sabemos la importancia de hacer un correcto diagnóstico y planificación del tratamiento, tanto a nivel quirúrgico como protésico, para conseguir unos resultados predecibles. Sin embargo, la ausencia de éstos, puede conllevar una serie de complicaciones y/o fracasos a corto y largo plazo. A nivel quirúrgico estas complicaciones pueden deberse a una mala distribución y angulación de los implantes derivando en procesos inflamatorios e infecciosos. A nivel protésico, un inadecuado diseño y tipo de prótesis pueden dificultar la higienización de la misma, por parte del paciente, provocando inflamación. Es por ello, que el concepto de “cirugía guiada por la prótesis” es imprescindible.

En los últimos años, ha aumentado el interés por desarrollar nuevas técnicas que mejoren la función, estética y confort para el paciente mediante la incorporación de diversos protocolos como la cirugía guiada o asistida por ordenador. En 1988, científicos de Columbia introdujeron el software dental tridimensional que convertía los cortes axiales tomográficos computerizados en imágenes transversales de las crestas alveolares para el diagnóstico y evaluación. En 1991, se introdujo la combinación de imágenes gráficas de colocación de los implantes dentales en imágenes transversales. Así, en 1993 apareció el primer programa software comercializado para la planificación de implantes, SimPlant. En 2002, se introdujo la tecnología para las osteotomías a una profundidad y dirección exactas a través de una guía quirúrgica.

INTRODUCCIÓN

La introducción de la tomografía computerizada de haz cónico (CBCT) en combinación con herramientas de imagen tridimensionales, ha llevado a un gran avance en la planificación del tratamiento de implantes virtuales. Los escáneres de CBCT utilizan dosis de radiación más bajas en comparación con los escáneres de tomografía computerizada convencionales. Además, los escáneres de CBCT son mucho más pequeños y menos costosos que los convencionales.

Actualmente, las tomografías computerizadas y software especializados han permitido la planificación quirúrgico-protésica a partir de una visualización precisa ósea tridimensional y su relación con la futura prótesis. (Véase imagen 1). Así, es una herramienta útil para el diagnóstico, planificación y tratamiento implantológico. En la planificación es posible evaluar y medir la densidad ósea, seleccionar el tipo, tamaño y número de implantes, verificar su localización, su inclinación y el nivel de profundidad en relación al hueso, analizar la emergencia del tornillo de fijación de la futura prótesis, comprobar el posicionamiento adecuado de los casquillos en la guía quirúrgica y la localización de los pins de fijación. (Véase imagen 2). Los diversos sistemas llamados guiados incorporan la planificación de las posiciones del implante usando una variedad de herramientas de software. Las posiciones de los implantes planificadas resultantes se convierten entonces en férulas o guías quirúrgicas o se cargan en el software de posicionamiento siguiendo una variedad de métodos. (Véase imagen 3). Algunos sistemas utilizan para un paciente diferentes férulas con casquillos de diámetro creciente, éstos son los orificios que guían la secuencia de fresado para la posterior colocación del implante. Mientras que otros, utilizan una sola férula con casquillos extraíbles. También hay sistemas que diseñan fresas con topes para permitir el control

INTRODUCCIÓN

de la profundidad y otros tienen líneas de indicación en las mismas.

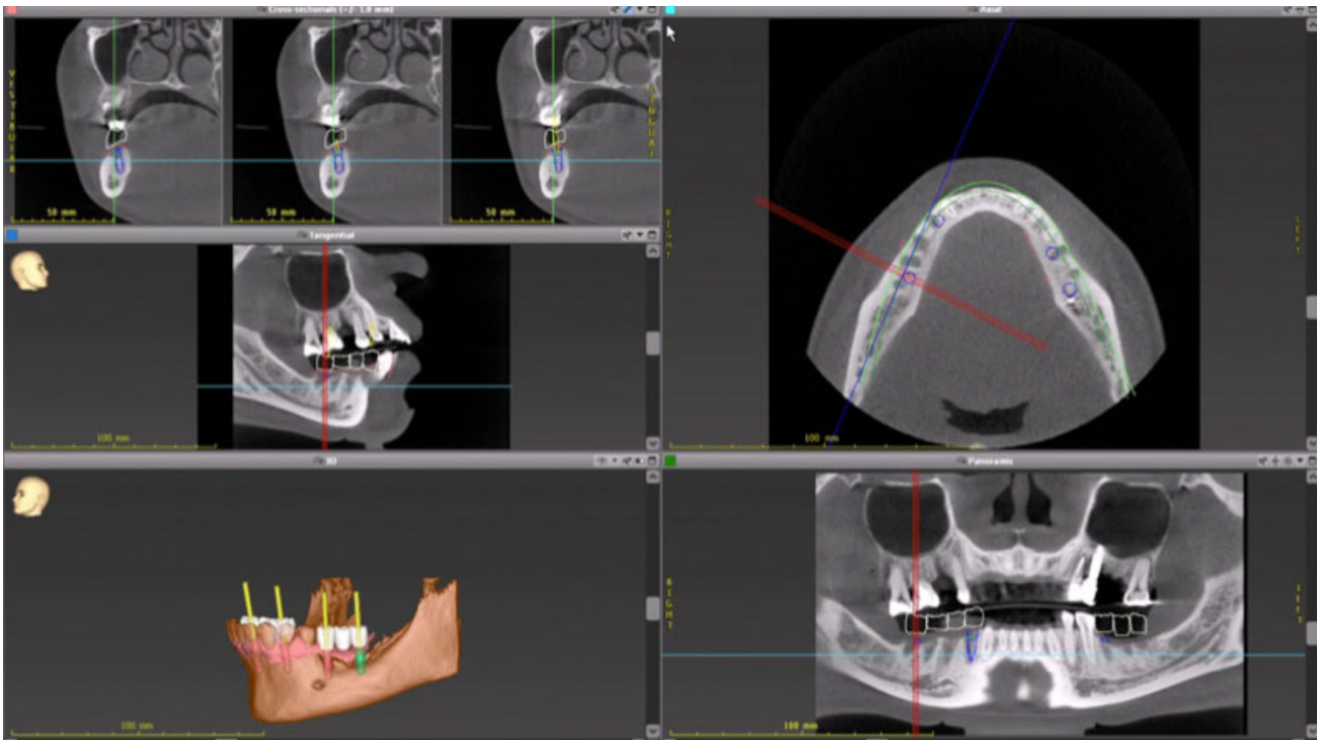


Imagen 1. Cortes tomográficos para el diagnóstico y planificación de los implantes.

INTRODUCCIÓN

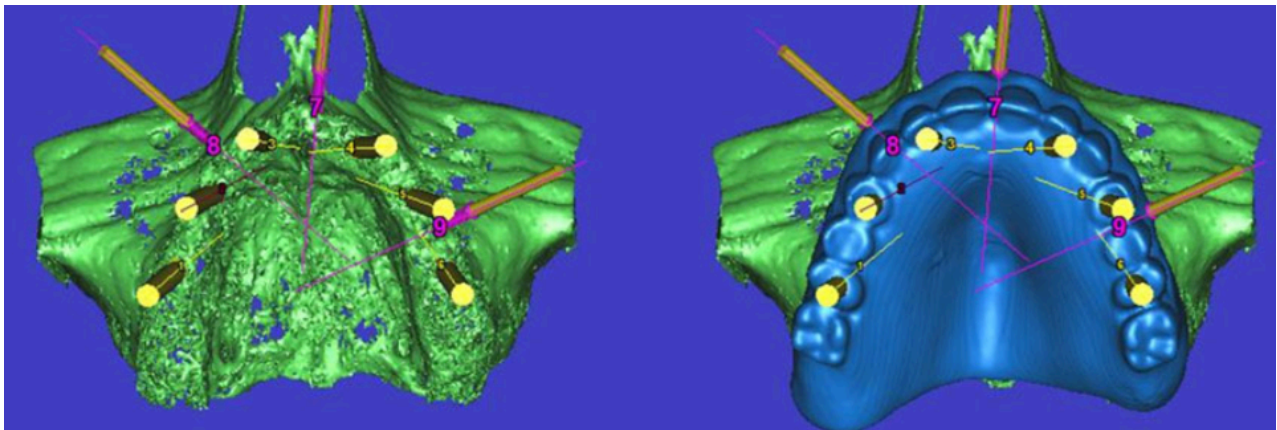


Imagen 2. Diseño de la futura prótesis y planificación de la localización de los implantes.



Imagen 3. Férula quirúrgica con los casquillos, que guían la colocación de los implantes, y los pins de fijación.

INTRODUCCIÓN

Jung et al. 2009 (45) clasificaron los sistemas de cirugía guiada en sistemas estáticos y dinámicos. Los sistemas estáticos son aquellos que comunican posiciones predeterminadas recogidas de los datos tomográficos usando férulas quirúrgicas o guías de implantes en el campo operatorio y no permiten modificaciones intraoperatorias de la colocación de los implantes. Los primeros sistemas de cirugía guiada dinámica se incorporaron al campo de la implantología a principios del año 2000. El sistema dinámico, también llamado navegación, se refiere al uso de un sistema de navegación quirúrgica que reproduce la posición del implante virtual directamente a partir de datos tomográficos computerizados y permite cambios intraoperatorios de la posición del implante, en lugar de guías intraorales rígidas. Estos sistemas se basan en la tecnología de seguimiento de movimiento que permite el seguimiento en tiempo real del fresado y del paciente durante toda la cirugía. Los sistemas dinámicos incluyen la navegación quirúrgica y las tecnologías de navegación asistida por ordenador y permiten al cirujano alterar el procedimiento quirúrgico y la posición del implante en tiempo real utilizando la información anatómica disponible del plan preoperatorio y el escáner CBCT (cone-beam computed tomography). En definitiva, el enfoque de navegación proporciona una guía quirúrgica virtual que puede ser alterada de acuerdo con las condiciones encontradas durante la cirugía.

Con los sistemas estáticos se fabrica una férula quirúrgica diseñada con las guías para la inserción de los implantes de diferente diámetro y longitud y su inclinación espacial según la anatomía del reborde alveolar de los maxilares. Dicha férula es rígida, de resina transparente, posee perforaciones de metal para la inserción de los implantes que debe colocarse en el maxilar o mandíbula y debe fijarse con pins para evitar su

INTRODUCCIÓN

movilidad.

Existen varios diseños de férula quirúrgica que difieren tanto en el tipo de soporte como en la forma en que están colocados. En la literatura se describen los siguientes tipos de férulas quirúrgicas, basadas en sus apoyos para su estabilización: dentosoportadas (colocadas sobre los dientes remanentes), mucosoportadas (posicionadas sobre la mucosa, la más usada en pacientes edéntulos), óseo soportadas (colocadas sobre el hueso después de hacer colgajo mucoperióstico, aplicable en pacientes en los que se requiere una cirugía más extensa) y de apoyo especial, mini-implante o férulas quirúrgicas sujetas con pins (la férula se une a implantes insertados antes o durante la cirugía de implante). Las férulas dentosoportadas y mucosoportadas pueden ser útiles para las cirugías sin colgajo. En la revisión sistemática de Tahmaseb et al. 2014 concluyeron que comparado con otros tipos de férulas, la óseosoportada mostró más desviaciones, siendo las férulas dento y mucosoportadas las de mayor precisión (46).

Algunos sistemas de cirugía guiada requieren varias férulas consecutivas para hacer frente a un diámetro de fresado creciente durante la cirugía, mientras que otros utilizan una férula con diferentes mangos de fresado ajustables. Además, algunos sistemas permiten la preparación de la osteotomía guiada y la colocación del implante (protocolo totalmente guiado), mientras que otros sólo permiten la osteotomía guiada y la colocación del implantes es manual, sin referencias de la guía. En la revisión sistemática de Tahmaseb et al. 2014 concluyeron que los llamados protocolos totalmente guiados se realizaron con mayor exactitud en comparación con sistemas parcialmente guiados en los que sólo se guiaba la osteotomía (46).

INTRODUCCIÓN

La cirugía guiada permite reducir el tiempo de la intervención, aumentar la eficacia de la cirugía y reducir el error quirúrgico. Cuando se analiza la eficacia de dicha técnica, se ha demostrado en diferentes estudios como el de Brief et al. 2005, Widmann et al. 2006 que la realización de los lechos implantarios por cirugía guiada es más precisa significativamente que la inserción manual pero es necesario un margen de seguridad de 1 mm aproximadamente para evitar posibles errores de las imágenes de la tomografía o errores en la colocación de la férula (47, 48). Sin embargo, D'haese et al. 2012 sugirieron un margen de seguridad de 2 mm apicalmente a la posición planificada de los implantes para evitar estructuras anatómicas críticas (49). Los datos analizados en el estudio de Tahmaseb et al. 2014 mostraron una inexactitud en el punto de entrada del implante (entre la posición planificada del implante y la posición en la que se colocó) de un promedio de 1,12 mm y una inexactitud de, un promedio, 1,39 mm en el ápice de los implantes. También concluyeron que las estructuras de soporte tienen un papel significativo en la precisión de la cirugía (46).

Diversos estudios revelaron una alta supervivencia de los implantes (96%) después de 12 meses de observación con el uso de esta técnica. El porcentaje medio de complicaciones intraoperatorias o complicaciones prostéticas fue del 36,4%. Éstas incluían la fractura de la férula durante la cirugía, cambio de planificación debido a la estabilidad limitada del implante, pérdida del tornillo de la prótesis. Schneider et al. 2009 obtuvieron un 9,1% de complicaciones quirúrgicas tempranas y una incidencia de 18,8% de complicaciones prostéticas tempranas. Estas complicaciones se asociaban con una incorrecta colocación del implante o desviaciones de la localización planeada originalmente. Además, se encontraron complicaciones tardías de la prótesis en el 12%

INTRODUCCIÓN

de los casos (50). Las complicaciones más frecuentes se relacionan con férulas quirúrgicas estereolitográficas rotas intraoperatoriamente, alteraciones en el planificación quirúrgica, pérdida precoz de implantes por falta de estabilidad primaria y fractura de la prótesis.

La cirugía guiada constituye una técnica muy predecible y segura de inserción quirúrgica de los implantes, ya que proporciona al implantólogo un método preciso de fresado progresivo para conseguir un lecho óseo que favorezca su estabilidad primaria. La inserción definitiva de los implantes se consigue con la aplicación de la fuerza necesaria mediante un torque de inserción ≥ 35 N, en los casos que esté planificado hacer una carga inmediata ya que se considera que es el torque mínimo necesario para poder cargar los implantes, para obtener unos resultados predecibles (51). La utilidad y exactitud de la cirugía guiada por ordenador es mayor comparada con la técnica convencional o manual en aquellas situaciones clínicas que requieren, por la menos disponibilidad ósea, técnicas regenerativas o injertos óseos. En el estudio de D'haese et al. 2017 concluyeron que en base a la literatura disponible no existe evidencia que sugiera que la cirugía asistida por ordenador sea superior a los procedimientos convencionales en cuanto a seguridad, resultados de tratamiento, morbilidad o eficiencia. La precisión de estos sistemas depende de todos los errores acumulativos e interactivos implicados, desde la obtención del conjunto de datos hasta el procedimiento quirúrgico. Sin embargo, se puede predecir que los nuevos desarrollos (como la impresión digital) y las tecnologías mejoradas (como la navegación en tiempo real y la mejor combinación de datos radiográficos y clínicos) tendrán un impacto positivo en la cirugía guiada. Son necesarios resultados clínicos a largo plazo y estudios clínicos

INTRODUCCIÓN

aleatorizados para identificar y comprender los diferentes factores que influyen en la exactitud de estas técnicas, así como su interacción mutua (52).

El uso de la cirugía guiada para la colocación de implantes es un herramienta útil para el diagnóstico, planificación y tratamiento de los pacientes. En la cirugía guiada, se crea una guía quirúrgica individualizada utilizando un modelo estereolitográfico basado en la tomografía computerizada. Sin embargo, el uso de estas férulas, ya sea mucosoportada, dentosoportada u óseo soportada, limita la irrigación directa desde el punto activo de la fresa. Como se observó en el estudio de Misir et al. 2009, en el cual observaron un aumento de la temperatura con el uso de las mismas, que lo atribuyeron a que los casquillos metálicos no permitían que el suero fisiológico alcanzase correctamente la preparación durante el fresado (29). De esta forma, el uso de férulas quirúrgicas es otro factor a tener en cuenta junto con la velocidad del motor, la forma y diámetro de las fresas, la duración de la perforación y la irrigación, en la generación de calor en el lecho implantario.

II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Para una correcta osteointegración es importante minimizar los factores que pueden contribuir al calentamiento óseo durante la preparación del lecho implantario. La literatura sobre los cambios de calor durante la preparación del lecho se ha enfocado en los materiales de las fresas, forma y desgaste de las mismas, presión durante el fresado, aumentos en el volumen de irrigación, selección de una técnica quirúrgica menos traumática.

En implantología, los métodos asistidos por ordenador se ha utilizado como herramienta de apoyo para el diagnóstico, planificación y tratamiento. Un modelo estereolitográfico, creado a partir de un conjunto de datos de cortes tomográficos, permite la fabricación de férulas quirúrgicas que guían los implantes a su posición deseada. El uso de estas férulas permite una mejora clínicamente significativa en la precisión, eficiencia en el tiempo y la reducción del error quirúrgico.

Teniendo en cuenta el impacto nocivo del sobrecalentamiento óseo en la reparación del tejido óseo y la osteointegración de los implantes, la reutilización de las fresas durante la osteotomía puede influir en la temperatura generada en el tejido óseo. Además, la cirugía guiada puede limitar la irrigación directa de la fresa porque se deben usar casquillos metálicos para guiar la perforación.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Hasta la fecha se han publicado pocos estudios sobre la generación de calor durante la preparación del lecho implantario con cirugía guiada, es por ello, que los objetivos planteados en el presente estudio de investigación son evaluar en un modelo *in vitro*:

1. La influencia de la férula quirúrgica en el fresado con y sin irrigación.
2. Estudiar cómo se comporta la diferente composición, diseño y desgaste de dos sistemas diferentes de secuencia de fresado, con su uso estandarizado, en la producción de calor.

Ante la necesidad de obtener resultados en cuanto a la influencia del uso de la férula quirúrgica en la generación de calor durante la preparación de los lechos implantarios, se desarrollaron las siguientes hipótesis nulas:

- El uso de una férula quirúrgica durante el fresado para la preparación del lecho implantario no aumenta la temperatura ósea siempre que se utilice irrigación.
- El diseño, diámetro y composición de las fresas así como la irrigación son factores que influyen en la generación de calor.

III. MATERIAL Y PLAN DE TRABAJO

A) MATERIAL

En el estudio se emplearon:

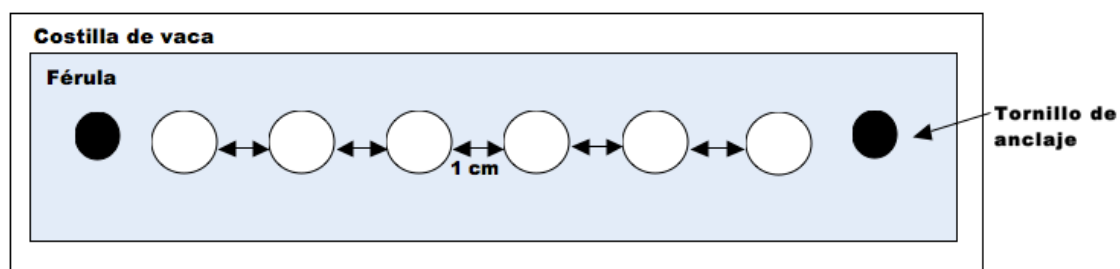
- a) Fresas de acero inoxidable martensítico
- b) Fresas de acero inoxidable endurecible por precipitación
- c) Férulas quirúrgicas de resina
- d) Termopar

a) Fresas de acero inoxidable martensítico que constan de: 1) fresa redonda Ø 2,2 mm, 2) fresa piloto Ø 2,2 mm, 3) fresa piloto Ø 2,8 mm, 4) fresa helicoidal Ø 3,5 mm. Torque de 50 Ncm. Compuestas de una aleación de hierro, cromo y carbono cuyas propiedades son la resistencia a la corrosión, resistencia mecánica y dureza. La preparación se realizó para la colocación de implantes Straumann tissue level ® Ø 4,1 mm. Foto 1.

b) Fresas de acero inoxidable endurecible por precipitación que constan de: 1) fresa lanceolada, 2) fresa piloto Ø 2,35 mm, 3) fresa piloto Ø 2,8 mm, 4) fresa de acabado Ø 3,6 mm. Torque a 20 Ncm. Compuestas de hierro, cromo y níquel cuyas propiedades son resistencia mecánica, buena dispersión del calor. La preparación se realizó para la colocación de implantes Essential Cone ® Ø 4,0 mm. Foto 2.

MATERIAL Y PLAN DE TRABAJO

c) Férulas quirúrgicas de resina que, eran similares a las empleadas en cirugía guiada con casquillos metálicos guía, se fijaron a las costillas de vaca mediante tornillos de anclaje. Las perforaciones de esta férula tienen una separación de al menos 1 cm aproximadamente. Foto 3 y 4.



d) Termopar es un captador de temperatura de la empresa Felix Mateo. (Dos unidades). Diseñado para medidas instantáneas de una temperatura puntual con una sensibilidad entre 0 y 110°C. Previamente debe ser calibrado. La sonda es de Pt-Pt100 con una caña pirométrica de *acero inoxidable austénico*. Foto 5.

MATERIAL Y PLAN DE TRABAJO

Tabla 1. Composición química del acero inoxidable de los dos juegos de fresas en porcentaje de peso. El balance corresponde a la cantidad de hierro.

Elementos	Fresas ST (AISI 440)	Fresas KK (AISI 420B)
C	0.898	0.226
Si	0.21	0.362
Mn	0.55	1.248
P	0.024	0.02
S	0.017	0.2163
Cr	17.33	12.83
Mo	0.93	1.143
Ni	0.030	0.807
V	0.084	0.021

AISI (American Iron and Steel Insitute): Clasificación de aceros y materiales no ferrosos. ST (fresas de la casa comercial Straumann® y KK (fresas de la casa comercial Klockner ®).

MATERIAL Y PLAN DE TRABAJO

Tabla 2. Propiedades mecánicas del acero inoxidable de los dos juegos de fresas.

PROPIEDADES MECÁNICAS	Fresas ST (AISI 440)	Fresas KK (AISI 420B)
Límite elástico 0.2% (MPa)	654	732
Fuerza máxima (MPa)	882	899
Elongación (%)	8.5	6
Dureza (HVN)	275	385

B) PLAN DE TRABAJO

- Se estudió una secuencia de fresado con dos tipos de fresas de diferentes aleaciones, en costillas de vaca, con férulas quirúrgicas similares a las utilizadas en la cirugía guiada.
- Medición de temperatura a nivel apical del lecho del implante justo después del fresado.
- Se utilizaron 6 juegos de fresas ST (Implantes Tissue Level 4,1 mm, Straumann®) y 6 juegos de fresas KK (Implantes Essential Cone 4,0 mm Klockner®). A su vez cada tipo de fresa se dividió en 2 grupos: 3 juegos con férula más irrigación y 3 juegos con férula sin irrigación.

MATERIAL Y PLAN DE TRABAJO

- Se fabricaron unas férulas de resina. Las perforaciones de estas férulas tenían una separación de al menos 1 cm aproximadamente.
- Características del fresado:
 - Se dejó que la fresa adquiriera la velocidad antes de contactar con el hueso.
 - A 12 mm de profundidad de fresado.
 - El tiempo de fresado estuvo controlado y fue uniforme (10 seg).
 - Refrigeración externa con suero salino fisiológico a temperatura ambiente (25°C).
 - Con férulas quirúrgicas como guía.
- Secuencia de fresado

Fresas ST

- Comenzamos con la fresa piloto redonda de diámetro 2.2 mm. A continuación, fresa piloto de diámetro 2,2 mm, después la fresa piloto de diámetro 2,8 mm y por último fresamos con la fresa de diámetro 3.5 mm. Fotos 6 y 7.

Fresas KK

- Comenzamos con la fresa lanceolada de diámetro 2.35 mm. A continuación, fresa de diámetro 2.35 mm, después fresa de diámetro 2.8 mm y terminamos con la fresa de diámetro 3,6 mm. Fotos 8 y 9.

- Toma de temperatura:

MATERIAL Y PLAN DE TRABAJO

- Se realizó inmediatamente después de cada fresado en el lecho del implante.

Foto 10.



Foto 1. Fresas ST.



Foto 2. Fresas KK.



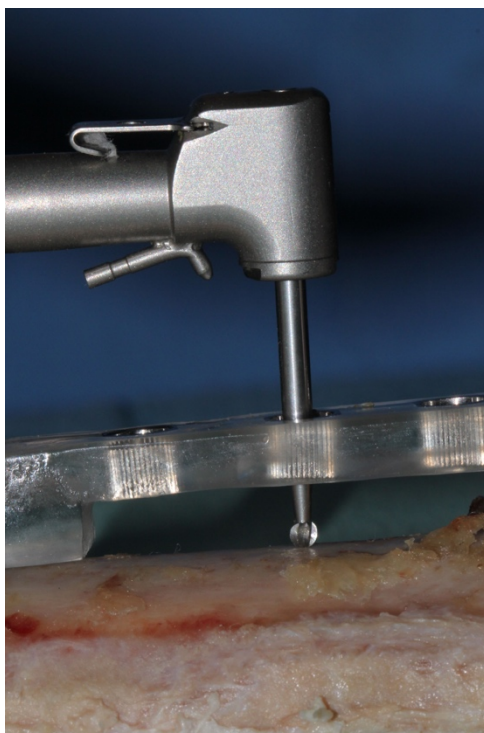
Foto 3. Férula de resina.



Foto 4. Costilla bovina con la férula quirúrgica fijada.



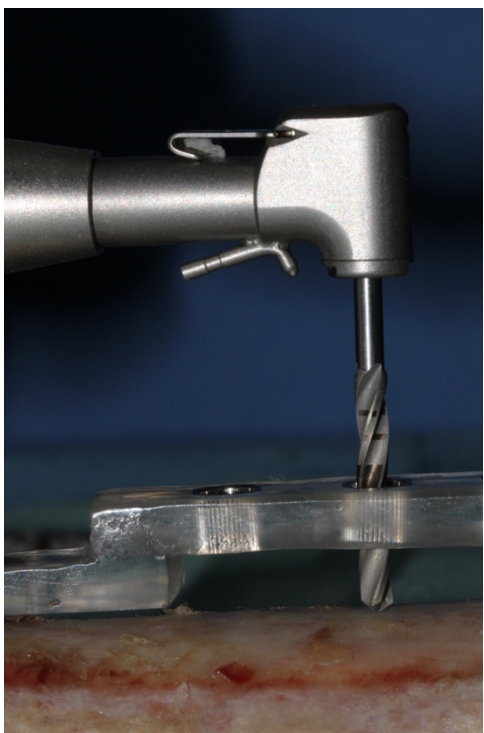
Foto 5. Captador de temperatura, Termopar®.



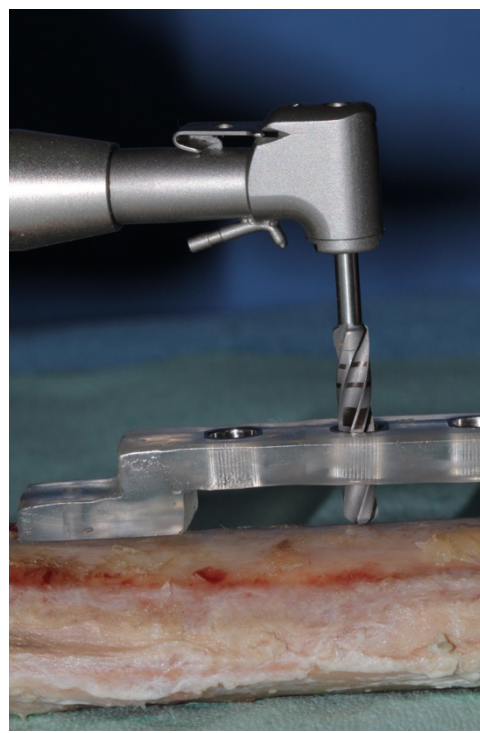
a.



b.

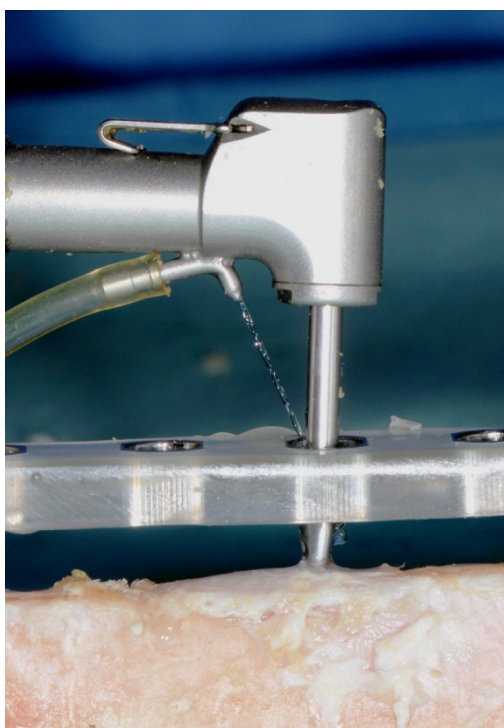


c.



d.

Foto 6. Secuencia de fresado con fresas ST sin irrigación (a. Fresa 1; b. Fresa 2; c. Fresa 3; d. Fresa 4).



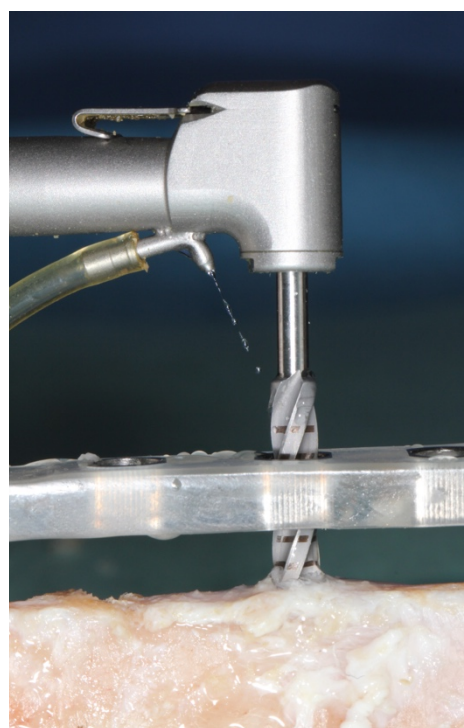
a.



b.

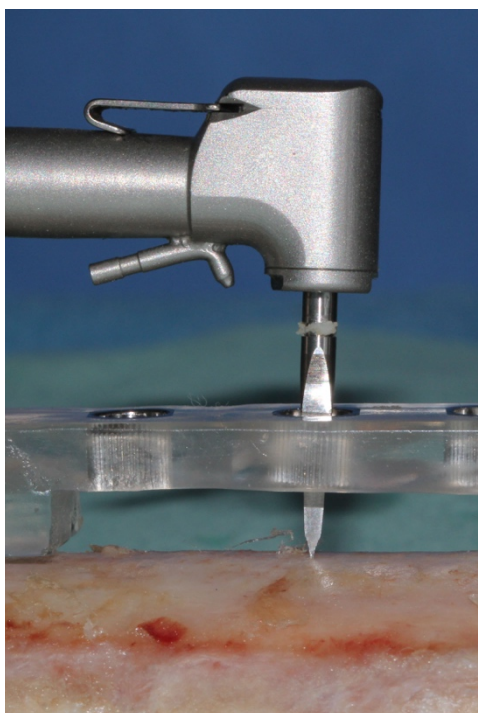


c.

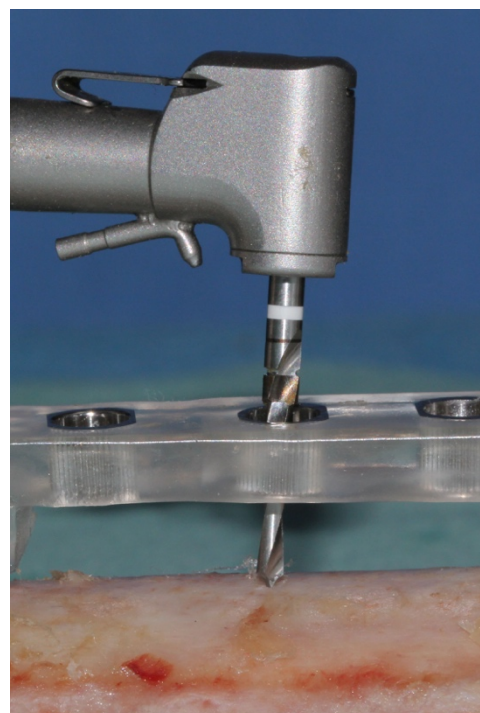


d.

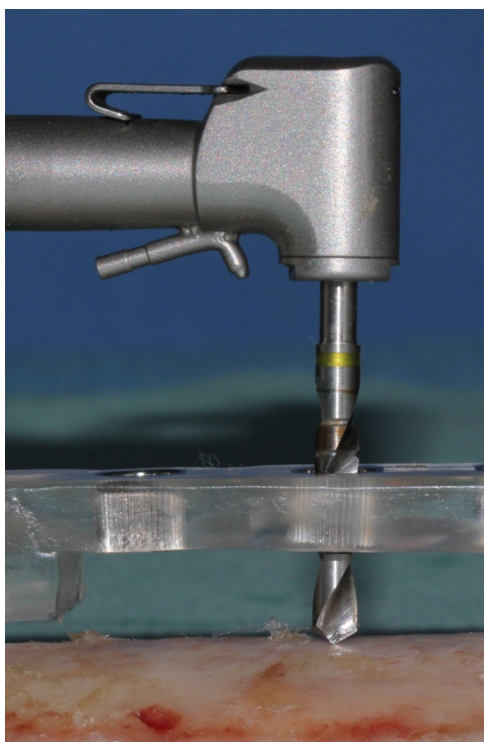
Foto 7. Secuencia de fresado con fresas ST con irrigación (a. Fresa 1; b. Fresa 2; c. Fresa 3; d. Fresa 4).



a.



b.

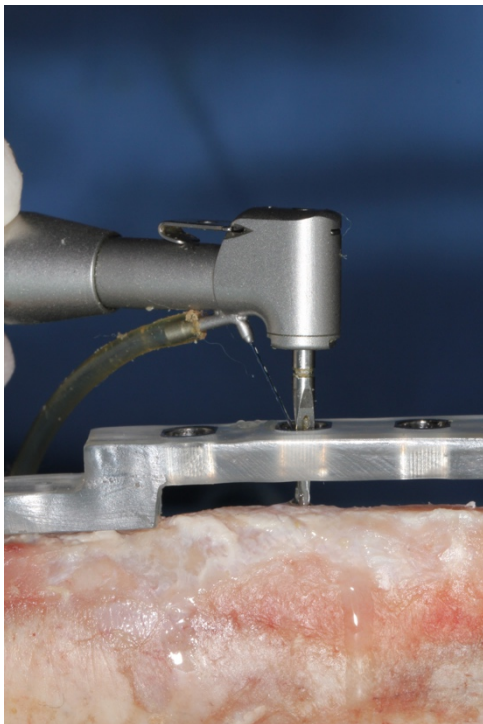


c.

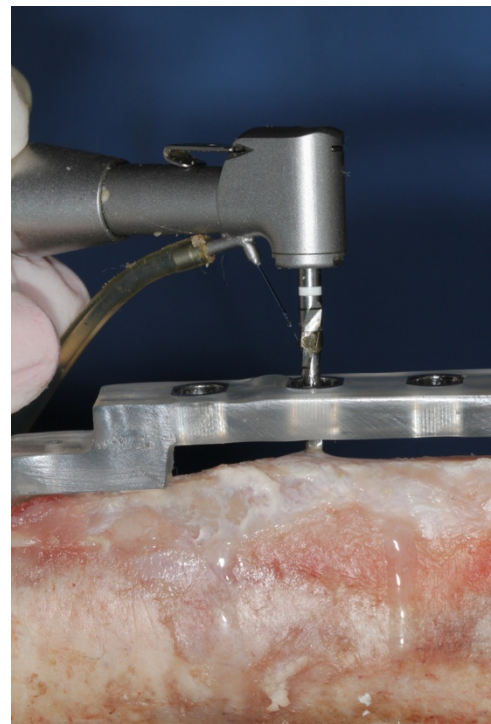


d.

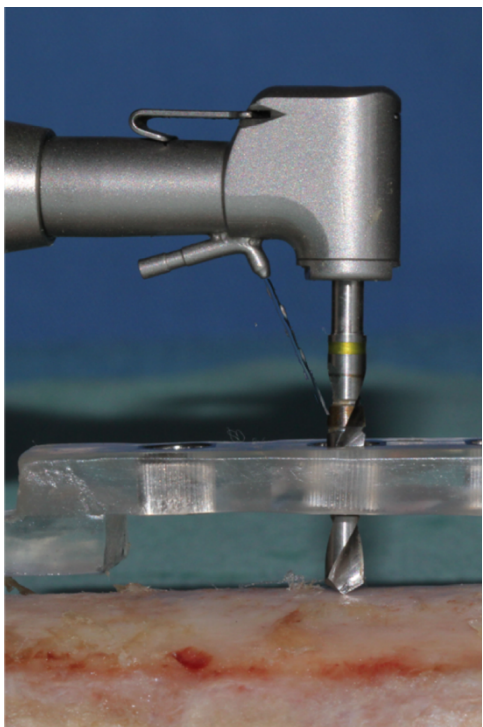
Foto 8. Secuencia de fresado con fresas KK sin irrigación (a. Fresa 1; b. Fresa 2; c. Fresa 3; d. Fresa 4).



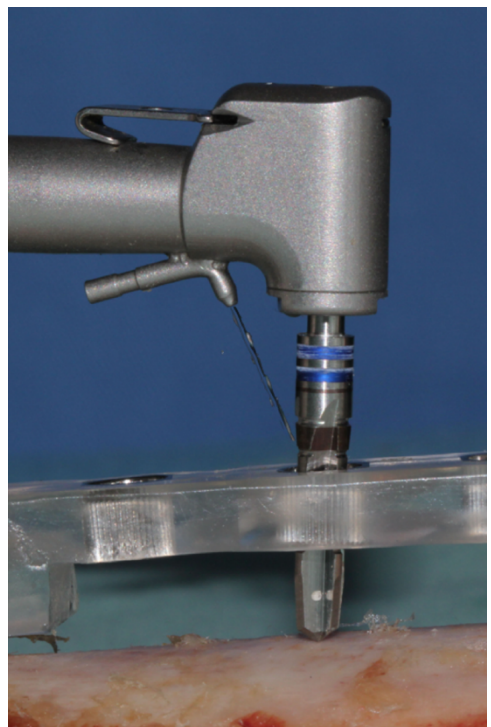
a.



b.



c.



d.

Foto 9. Secuencia de fresado con fresas KK con irrigación (a. Fresa 1; b. Fresa 2; c. Fresa 3; d. Fresa 4).

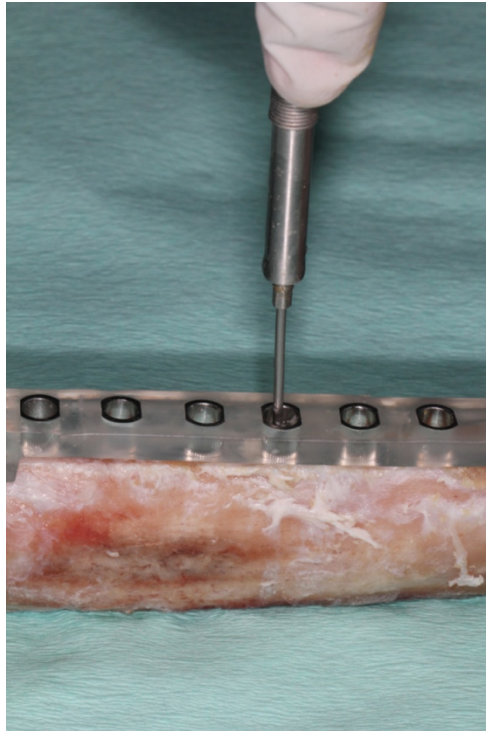


Foto 10. Toma de temperatura con Termopar ®.

C) ANÁLISIS ESTADÍSTICO

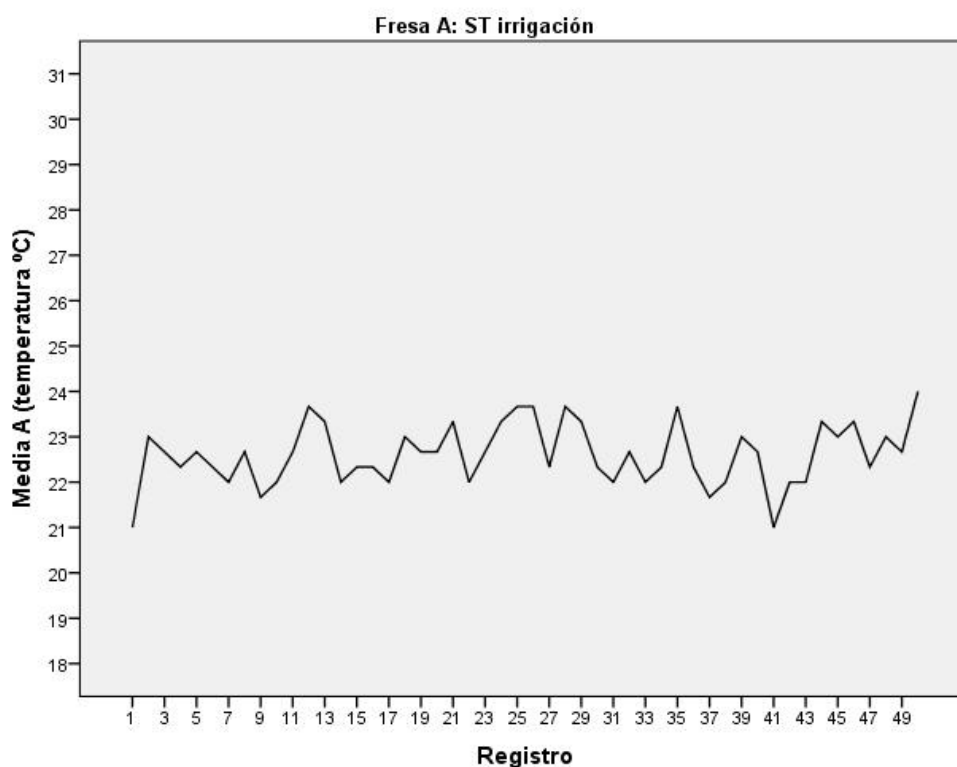
- Los valores de temperatura de cada registro se calcularon mediante la media de las tres mediciones observadas, en cada uno de los grupos (férula con y sin irrigación) y tipos de fresas (ST y KK).
- Para evaluar la influencia del desgaste de las 4 fresas de cada tipo de fresa en la generación de calor se utilizó el valor de la correlación de Pearson entre el número de fresado y la temperatura.
- Para evaluar las diferencias entre los grupos con y sin irrigación entre las fresas del mismo tipo y entre las dos secuencias de fresado se utilizó t-Student cuando no se encontró relación estadísticamente significativa con el desgaste. Cuando esta relación resultó significativa en alguno de los grupos, se aplicó un modelo lineal que incluía el desgaste y su interacción con la irrigación o con el tipo de fresa, según corresponda, de esta manera vimos la posible influencia de la férula y del diseño y material en la generación de calor. El modelo lineal permite detectar influencias de la irrigación (o tipo de fresa) cuando se elimina del promedio de temperatura la influencia del desgaste y su interacción con la irrigación (o tipo de fresa). En los casos en los que esta interacción resultó no significativa, se decidió aplicar la t-student.

IV. RESULTADOS

RESULTADOS

Se comenzó analizando la temperatura media generada con cada fresa, tanto las de acero inoxidable martensítico correspondiente con el grupo de fresas de la casa Straumann® (fresas ST), como de las fresas compuestas de acero inoxidable endurecible por precipitación de la casa comercial Klockner® (fresas KK). Y distinguiremos los grupos con irrigación y sin irrigación.

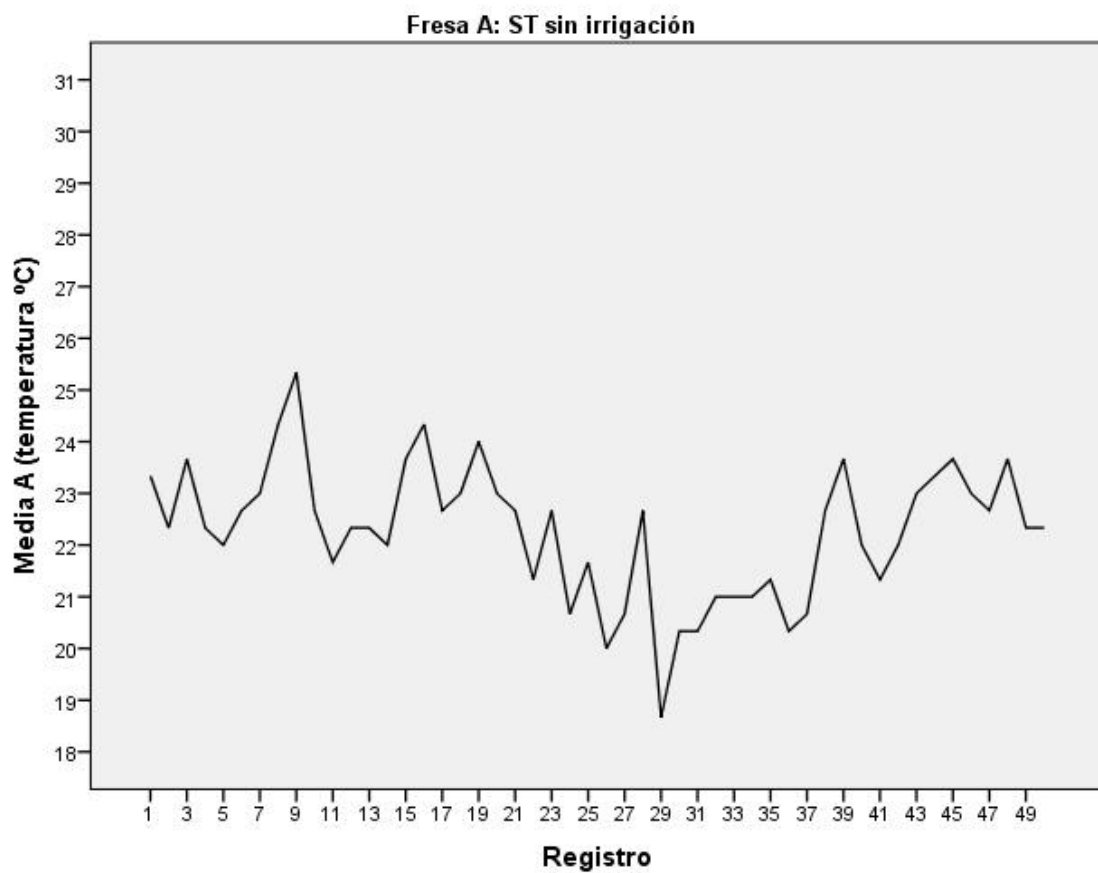
En la siguiente gráfica (Gráfica 1) correspondiente a la primera fresa (fresa redonda) del grupo ST con irrigación, se puede observar un aumento de temperatura hasta los 24° y 25° en 5 ocasiones entre las tomas de temperatura 12 y 35, con respecto al resto de los fresados aunque ésta no es estadísticamente significativa y se encuentra por debajo de lo que se considera la temperatura umbral crítica de 47°.



Gráfica 1. Temperatura media de fresado obtenida en los 50 registros con la fresa ST redonda de 2 mm de diámetro, con irrigación.

RESULTADOS

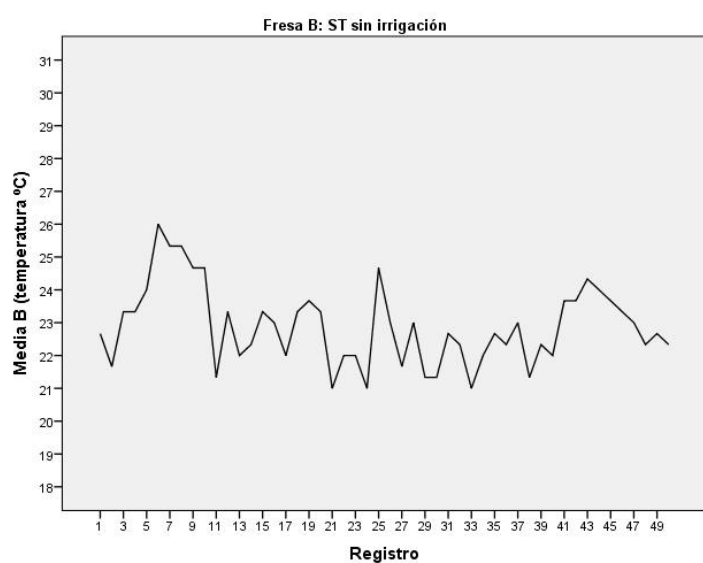
En esta gráfica (Gráfica 2) está representado la media de temperatura de la primera fresa redonda correspondiente al grupo ST sin irrigación, se puede observar que las temperaturas aumentan en el inicio de los fresados siendo el pico más alto en el registro 9 alcanzando 26°C.



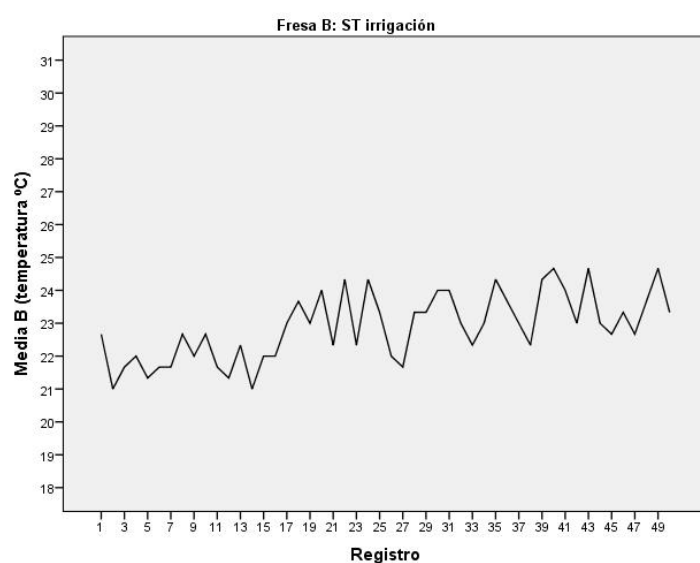
Gráfica 2. Temperatura media de fresado obtenida en los 50 registros con la fresa ST redonda de 2 mm de diámetro, sin irrigación.

RESULTADOS

Esta gráfica (Gráfica 3) correspondiente a la media de temperatura de la segunda fresa piloto de 2,2 mm de diámetro de ST con irrigación en donde hay un aumento de temperatura estadísticamente significativo con el uso de la fresa. Se puede observar entre los registros 19 y 50, el aumento paulatino de la temperatura no superando los 25°C. Sin embargo, en ausencia de irrigación (Gráfica 4), se puede ver que las temperaturas son más altas que en el grupo con irrigación de la gráfica anterior, llegando hasta los 26°C.



a)



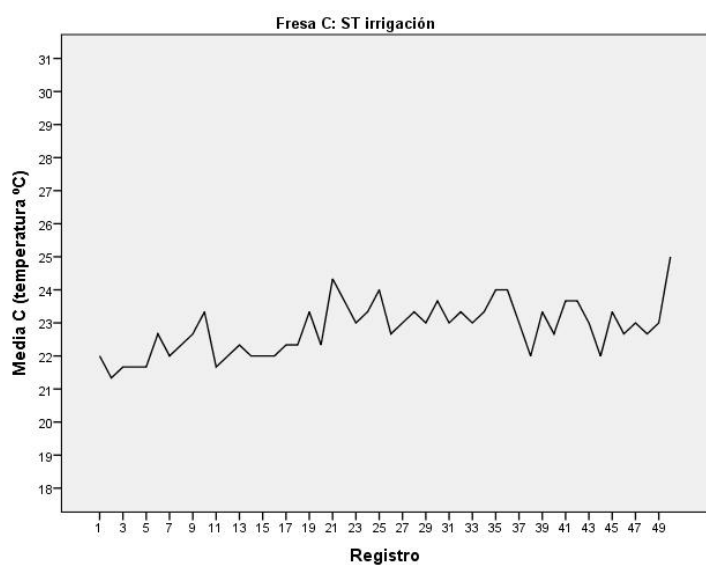
b)

a) Gráfica 3. Temperatura media de fresado obtenida en los 50 registros con la fresa ST piloto de 2,2 mm de diámetro, con irrigación.

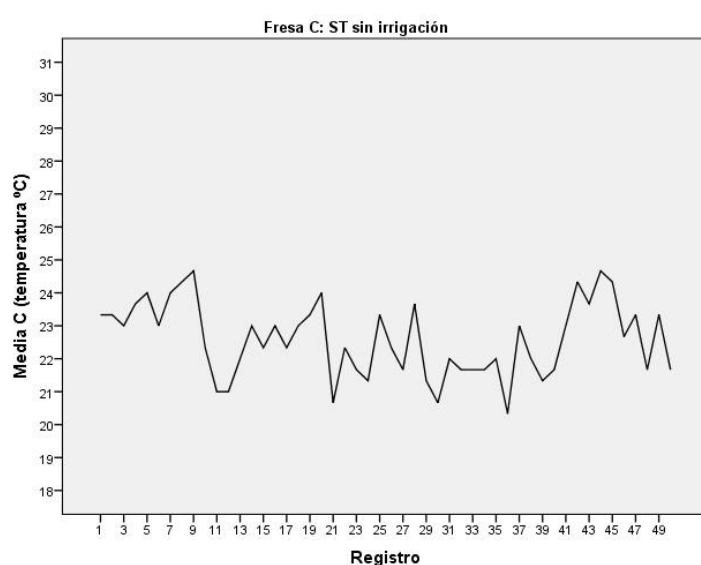
b) Gráfica 4. Temperatura media de fresado obtenida en los 50 registros con la fresa ST piloto de 2,2 mm de diámetro, sin irrigación.

RESULTADOS

En la siguiente gráfica (Gráfica 5) correspondiente a la tercera fresa piloto de Straumann® de 2,8 mm con irrigación podemos ver que la temperatura es más homogénea siendo la última toma de temperatura de 25°C, siendo estadísticamente significativo el aumento de temperatura con el uso de fresa. En ausencia de irrigación se producen mayores picos de aumento de temperatura entre los registros 9 y 43 (Gráfica 6).



a)



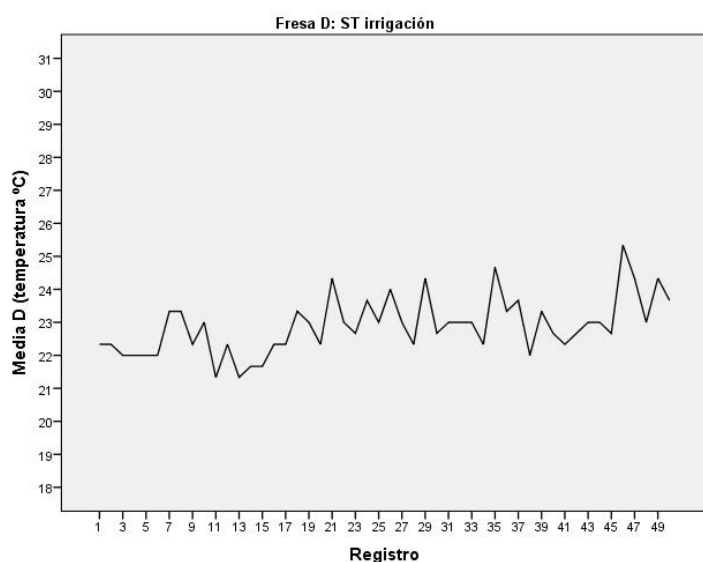
b)

a) Gráfica 5. Temperatura media de fresado obtenida en los 50 registros con la fresa ST piloto de 2,8 mm de diámetro, con irrigación.

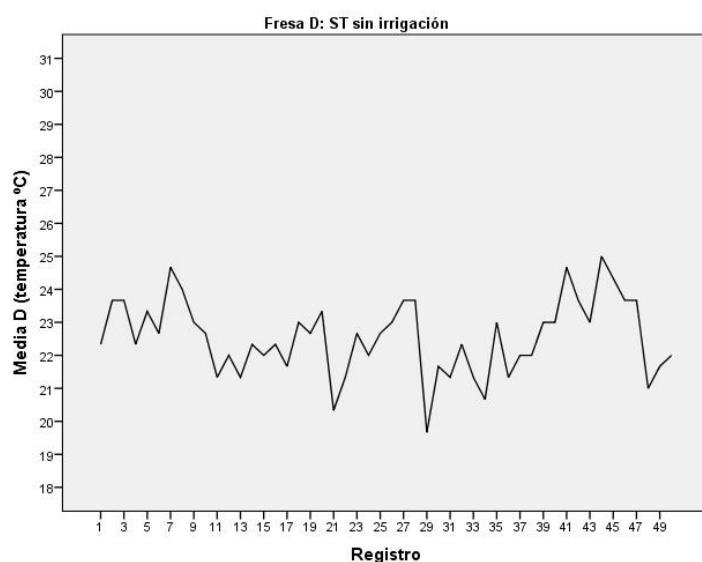
b) Gráfica 6. Temperatura media de fresado obtenida en los 50 registros con la fresa ST piloto de 2,8 mm de diámetro, sin irrigación.

RESULTADOS

En la gráfica correspondiente a la cuarta fresa de 3,5 mm de diámetro de ST con irrigación (Gráfica 7), se observa que la temperatura está por debajo de 26° y tiende más a la homogeneidad. Nos encontramos con una correlación positiva entre la temperatura y el uso de la fresa, estadísticamente significativa. Sin embargo, en ausencia de irrigación (Gráfica 8), hasta en tres ocasiones de tomas de temperatura llega a los 25°C.



a)



b)

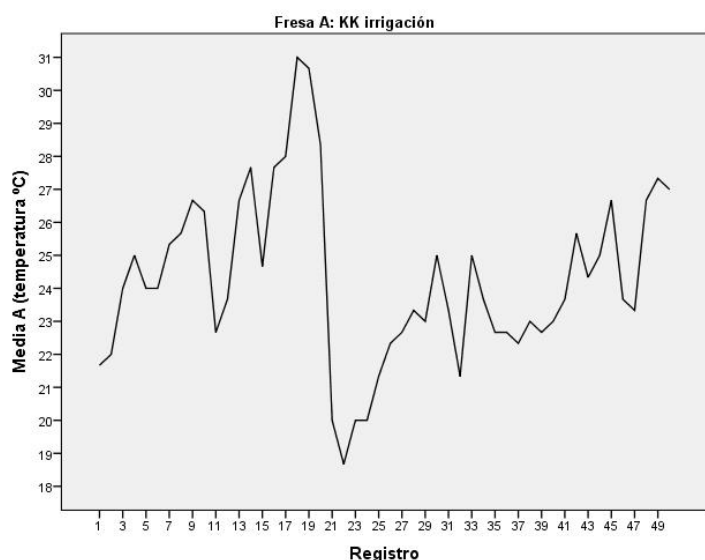
a) Gráfica 7. Temperatura media de fresado obtenida en los 50 registros con la fresa ST piloto de 3,5 mm de diámetro, con irrigación.

b) Gráfica 8. Temperatura media de fresado obtenida en los 50 registros con la fresa ST piloto de 3,5 mm de diámetro, sin irrigación.

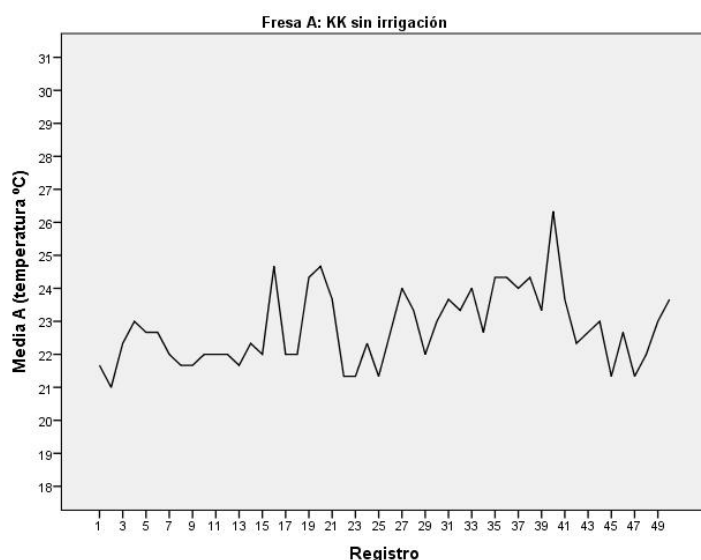
RESULTADOS

A continuación veremos las gráficas correspondientes a las medias de temperatura de las cuatro fresas de la casa comercial Klockner®.

La gráfica 9 corresponde a la media de temperatura de la primera fresa lanceolada de 2,35 mm de diámetro con irrigación. Se puede observar que hay aumentos de temperatura marcados, generados por la fresa pudiendo ser por el diseño de la fresa de forma lanceolada, . Sólo en un registro, la temperatura llegó hasta los 31°C. Sin embargo, sin irrigación (Gráfica 10) la máxima temperatura alcanzada es de 26°C en una toma de temperatura.



a)



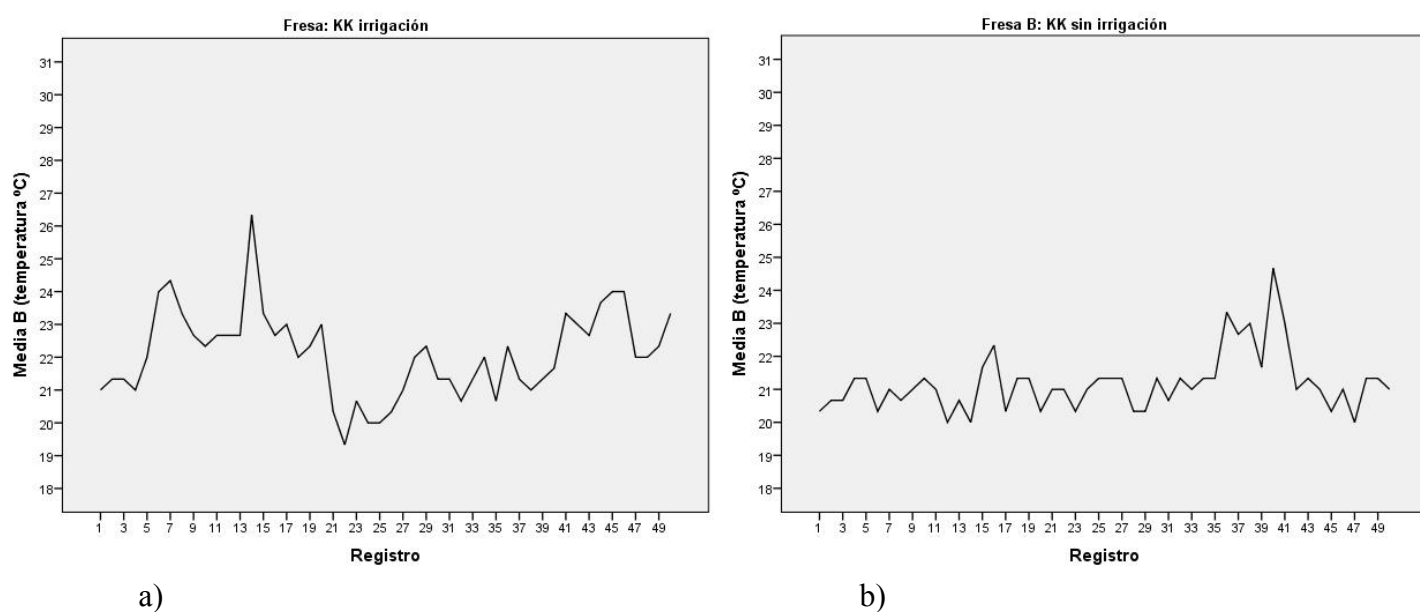
b)

a) Gráfica 9. Temperatura media de fresado obtenida en los 50 registros con la fresa KK lanceolada de 2,35 mm de diámetro, con irrigación.

b) Gráfica 10. Temperatura media de fresado obtenida en los 50 registros con la fresa KK lanceolada de 2,35 mm de diámetro, sin irrigación.

RESULTADOS

En las siguientes gráficas, se puede observar la gráfica correspondiente a la media de temperaturas de la segunda fresa Klockner® fresa piloto de 2,35 mm de diámetro con irrigación (Gráfica 11), en la cual las temperaturas son más elevadas siendo las máximas alcanzada de 24 y 26°C, en dos registros, siendo estadísticamente significativo. Cuando no hay irrigación, las medias de temperaturas son más homogéneas, siendo la temperatura máxima de 24°C. Existe una correlación positiva entre la temperatura y el uso de la fresa (Gráfica 12).

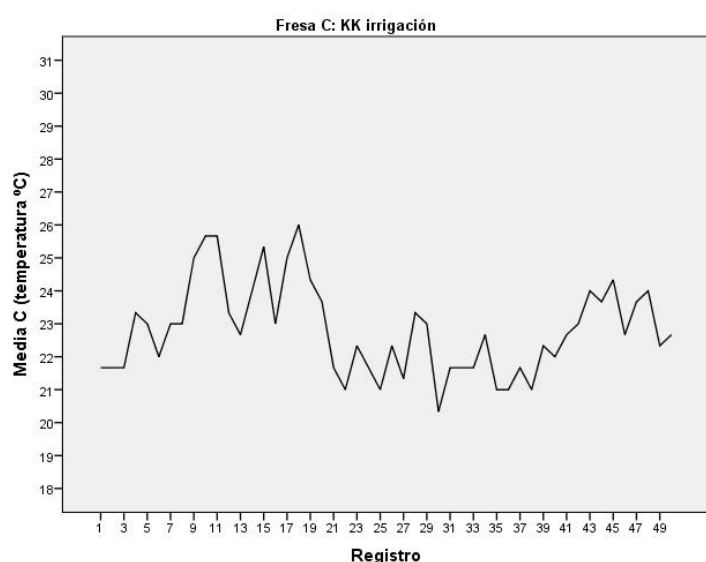


a) Gráfica 11. Temperatura media de fresado obtenida en los 50 registros con la fresa KK piloto de 2,8 mm de diámetro, con irrigación.

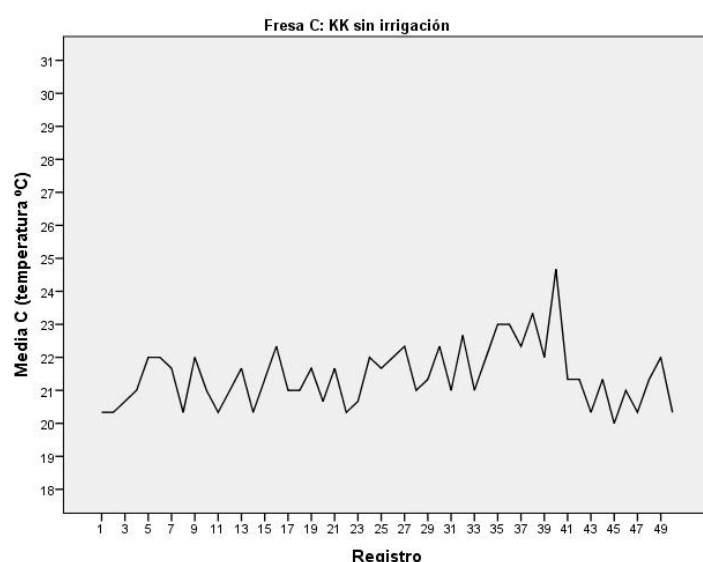
b) Gráfica 12. Temperatura media de fresado obtenida en los 50 registros con la fresa KK piloto de 2,8 mm de diámetro, sin irrigación.

RESULTADOS

La gráfica 13, que se corresponde con las medias de temperatura de la tercera fresa de Klockner® de diámetro 2,8 mm con irrigación, se puede observar un aumento de temperatura hasta los 26C° en 3 ocasiones entre las tomas de temperatura 9 y 19. Sin irrigación, se aprecian valores de temperatura más homogéneos, alcanzando solo en un registro 24°C (Gráfica 14).



a)



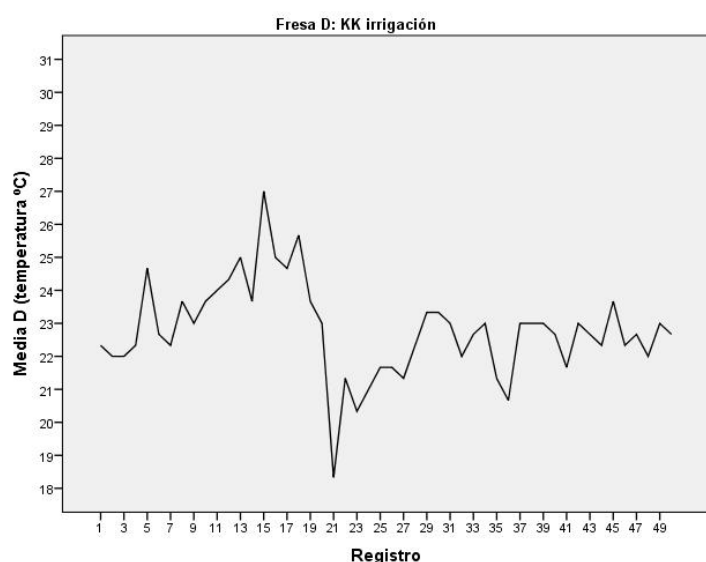
b)

a) Gráfica 13. Temperatura media de fresado obtenida en los 50 registros con la fresa KK avellanadora, con irrigación.

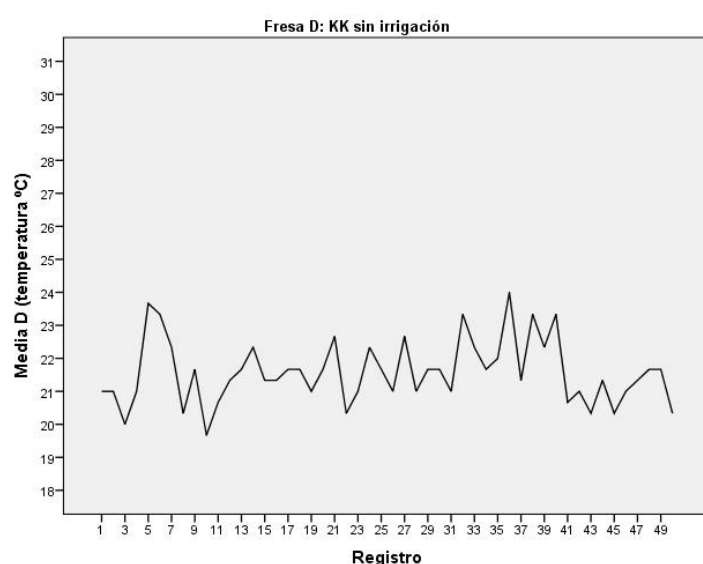
b) Gráfica 14. Temperatura media de fresado obtenida en los 50 registros con la fresa KK avellanadora, sin irrigación.

RESULTADOS

Como se puede apreciar en las siguientes gráficas referente a la cuarta fresa Klockner® fresa de acabado de 3,6 mm de diámetro, cuando hay irrigación son más irregulares las temperaturas, alcanzando los 27°C en el registro 19 (Gráfica 15). En ausencia de irrigación, se aprecia variaciones de temperatura llegando a 24°C en dos registros, 5 y 35 (Gráfica 16).



a)



b)

a) Gráfica 15. Temperatura media de fresado obtenida en los 50 registros con la fresa KK de acabado de 3,6 mm de diámetro, con irrigación.

b) Gráfica 16. Temperatura media de fresado obtenida en los 50 registros con la fresa KK de acabado de 3,6 mm de diámetro, sin irrigación.

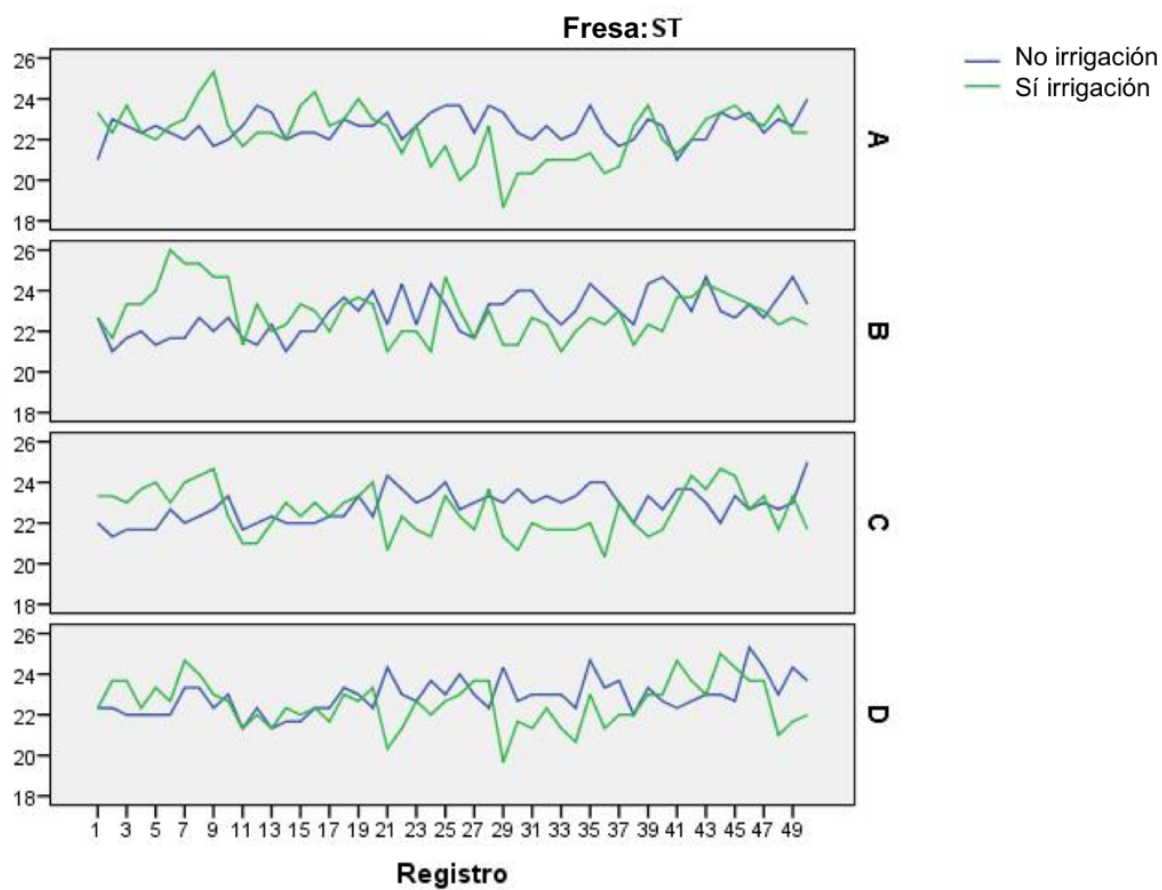
RESULTADOS

La media de todas las mediciones de temperatura obtenida para las fresas en presencia de irrigación fue para las fresas ST de $22,8 \pm 0,61^{\circ}\text{C}$ y en las fresas KK de $23 \pm 1,41^{\circ}\text{C}$. En ausencia de irrigación, la temperatura alcanzada en las fresas ST fue de $22,57 \pm 0,97^{\circ}\text{C}$ y en las fresas KK de $21,75 \pm 0,81^{\circ}\text{C}$.

Cuando se evalúa de una manera más detallada la influencia de la irrigación en la temperatura alcanzada con cada una de las 4 fresas ST (Gráfica 17) y KK (Gráfica 18), se observa en las fresas ST con irrigación de diámetro 2,35 mm valores de temperatura medios de $22,88 \pm 1,01^{\circ}\text{C}$. Cuando se aplica el modelo lineal se concluye que la temperatura va aumentando con el uso de la misma, siendo estadísticamente significativo, con un nivel de significación de $p < 0.0001$. Se puede comprobar el efecto de la irrigación, aún no siendo éste homogéneo a lo largo de los 50 registros. (Véase gráfica 19). Lo mismo sucede con las fresas de 2,8 mm y además, se obtuvo valores promedio de temperatura superiores ($22,82 \pm 0,79^{\circ}\text{C}$), con un nivel de significación de $p = 0.023$. (Véase gráfica 20). En la primera y última fresa no se encontraron diferencias estadísticamente significativas con el uso de irrigación. (Véase tabla 1).

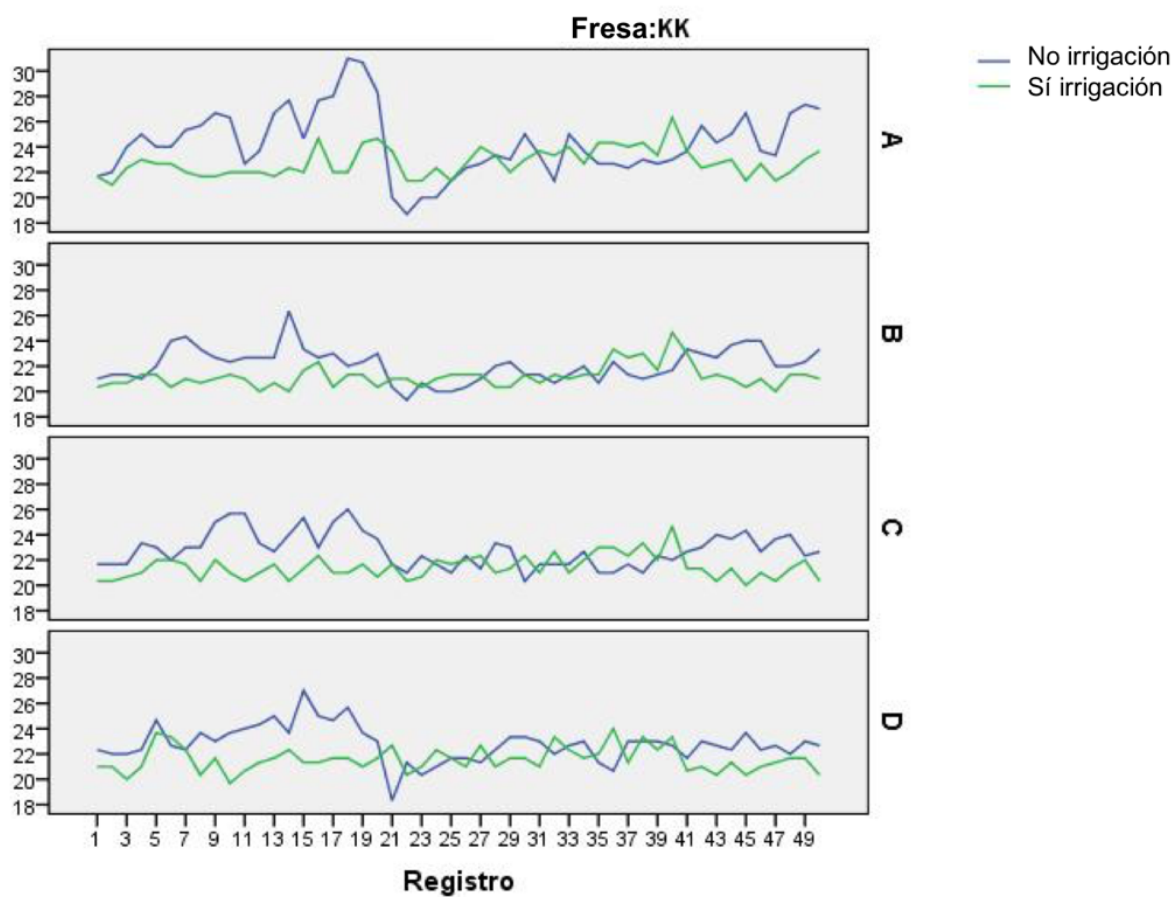
En las fresas KK se encontraron diferencias estadísticamente significativas en todas las fresas con el uso de irrigación obteniendo mayores valores promedio de temperatura. (Véase tabla 2).

RESULTADOS



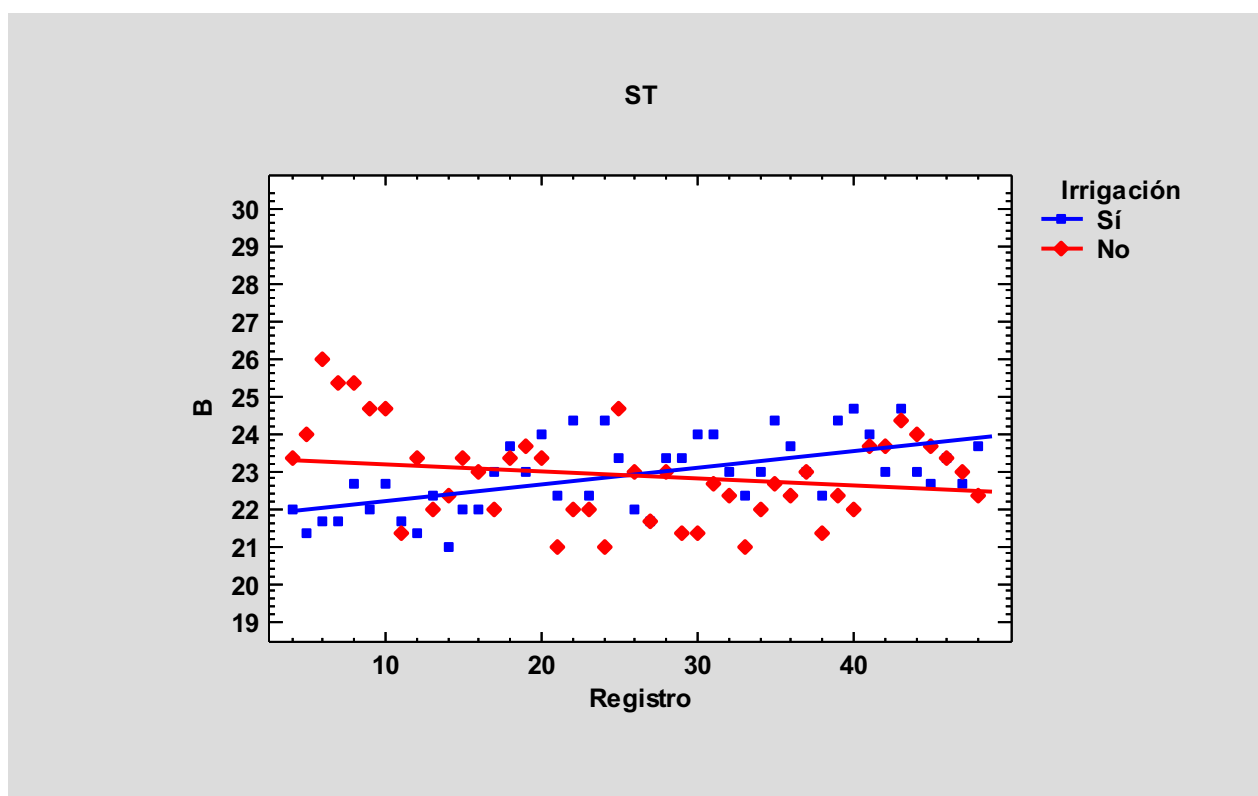
Gráfica 17. Temperatura alcanzada con las fresas ST a lo largo de los 50 registros, con y sin irrigación.

RESULTADOS



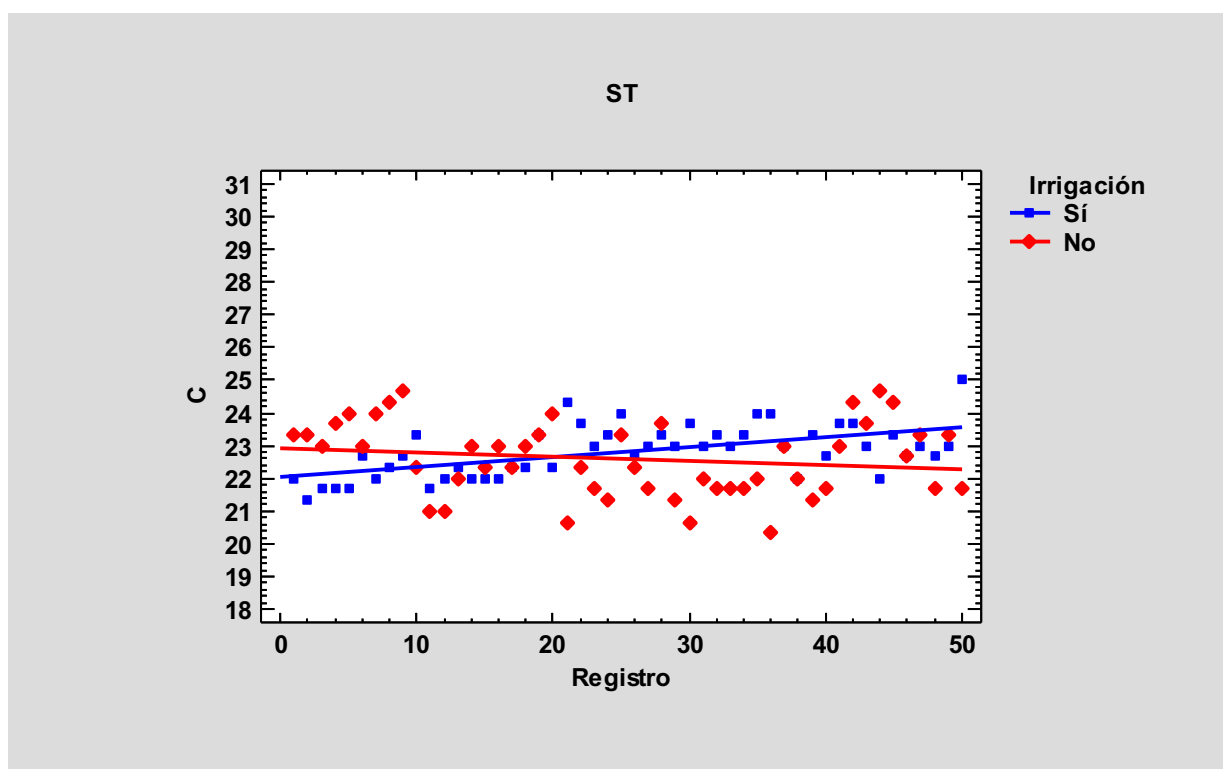
Gráfica 18. Temperatura alcanzada con las fresas KK a lo largo de los 50 registros, con y sin irrigación.

RESULTADOS



Gráfica 19. Comparación de las rectas de regresión de los valores promedio de temperatura de la fresa Ø 2,2 mm (B) (ST), con y sin irrigación.

RESULTADOS



Gráfica 20. Comparación de las rectas de regresión de los valores promedio de temperatura de la fresa Ø 2,8 mm (C) (ST), con y sin irrigación.

RESULTADOS

Fresas ST	Con/ sin irrigación	Media (°C)	Desviación estándar	P valor
A	Irrigación	22,60	0,68	P=0,105
	No irrigación	22,26	1,29	
B	Irrigación	22,88	1,01	P<0,0001
	No irrigación	22,89	1,20	
C	Irrigación	22,82	0,79	P=0,023
	No irrigación	22,59	1,12	
D	Irrigación	22,89	0,86	P=0,261
	No irrigación	22,55	1,14	

Tabla 1. Comparación temperatura media obtenidas con las fresas ST con y sin irrigación. Para fresa A se empleó la t-student y para el resto de la fresas se empleó un modelo lineal. A (fresa redonda Ø 2,2 mm), B (fresa piloto Ø 2,2 mm), C (fresa Ø 2,8 mm) y D (fresa Ø 3,5 mm).

RESULTADOS

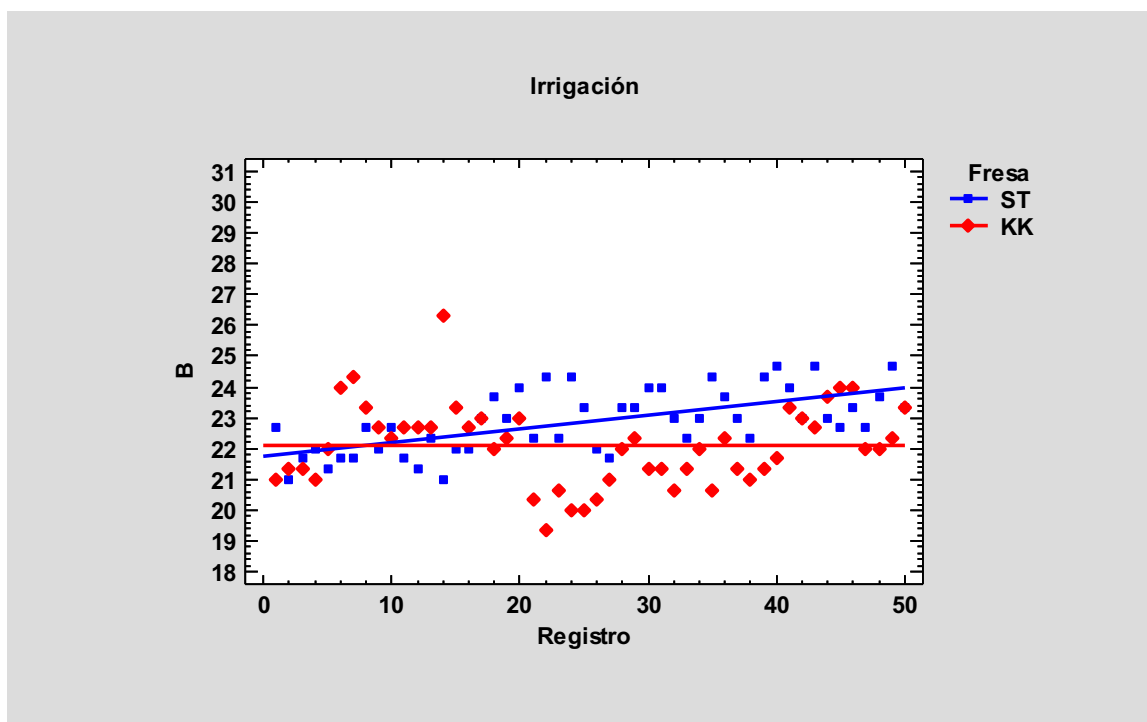
Fresas KK	Con/ sin irrigación	Media (°C)	Desviación estándar	P valor
A	Irrigación	24,30	2,61	P<0,0001
	No irrigación	22,78	1,13	
B	Irrigación	22,10	1,31	P<0,0001
	No irrigación	21,18	0,89	
C	Irrigación	22, 81	1,38	p<0,0001
	No irrigación	21,44	0,93	
D	Irrigación	22, 79	1,42	p<0,0001
	No irrigación	21,58	0,98	

Tabla 2. Comparación temperatura media obtenida con las fresas KK con y sin irrigación. Se aplicó la t-student. A (fresa lanceolada), B (fresa Ø 2,35 mm), C (fresa Ø 2,8 mm) y D (fresa Ø 3,6 mm).

RESULTADOS

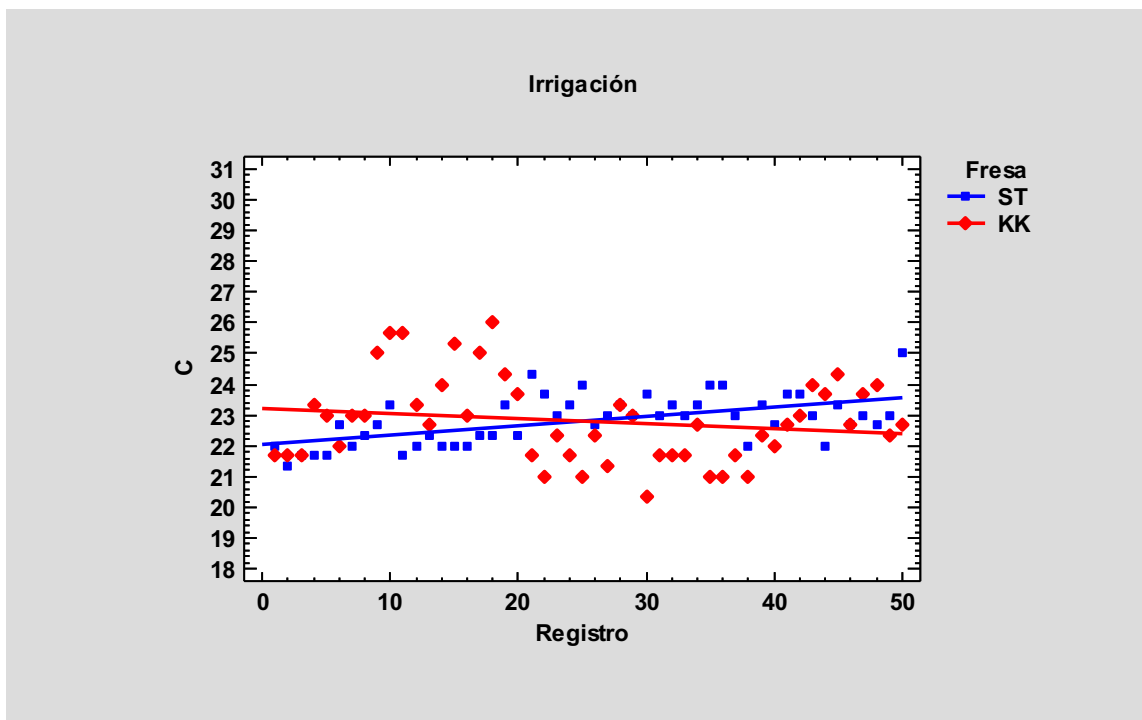
Cuando se analiza la influencia de la composición de las fresas utilizadas en el estudio, se obtuvo valores promedio más altos de temperatura en presencia de irrigación con la fresa lanceolada KK ($24,30 \pm 2,61^{\circ}\text{C}$), siendo estadísticamente significativo ($p < 0,0001$) comparada con la fresa redonda ST ($22,60 \pm 0,68^{\circ}\text{C}$). (Véase gráfica 21). Cuando se compararon las fresas \varnothing 2,2 mm no se encontraron diferencias estadísticamente significativas. La temperatura promedio con las fresas ST de diámetro 2,8 mm ($22,82 \pm 0,79^{\circ}\text{C}$) y 3,5 mm ($22,89 \pm 0,86^{\circ}\text{C}$), va aumentando con el uso de las mismas. (Véase gráfica 22 y 23). Para las fresas KK de diámetro 2,8 mm y 3,6 mm se obtuvieron valores promedio de temperatura de $22,81 \pm 1,38^{\circ}\text{C}$ y $22,79 \pm 1,42^{\circ}\text{C}$, respectivamente. Se observa la influencia de la composición de la fresa, sin embargo, ésta no es homogénea a lo largo de los 50 registros ($p = 0,008$ y $p = 0,009$, respectivamente) (Véase tabla 3). En ausencia de irrigación, las fresas ST de diámetro 2,2 mm, 2,8 mm y 3,5 mm dieron valores promedio más altos de temperatura siendo estadísticamente significativos ($p < 0,0001$) comparado con las fresas KK del mismo diámetro (Gráfica 24) (Véase tabla 4).

RESULTADOS



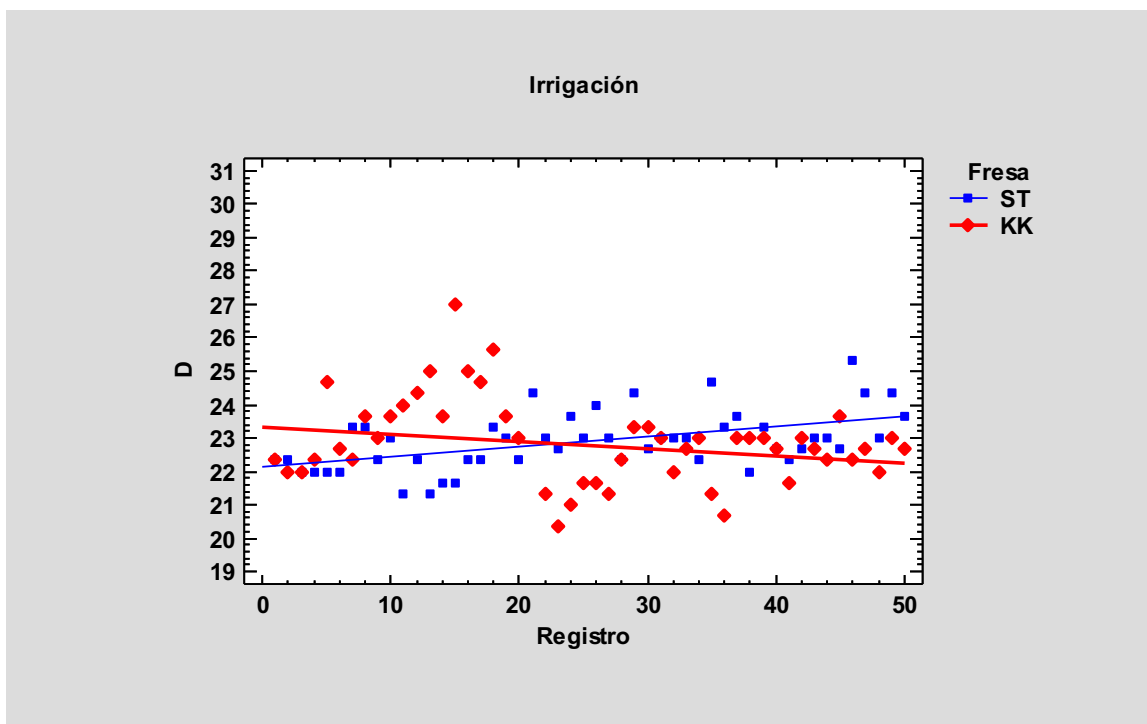
Gráfica 21. Comparación valores promedios de temperatura, en la fresa B (\varnothing 2,2 mm y \varnothing 2,35 mm, respectivamente), entre las fresas ST y KK, en presencia de irrigación.

RESULTADOS



Gráfica 22. Comparación valores promedios de temperatura, en la fresa C (\varnothing 2,8 mm), entre las fresas ST y KK, en presencia de irrigación.

RESULTADOS



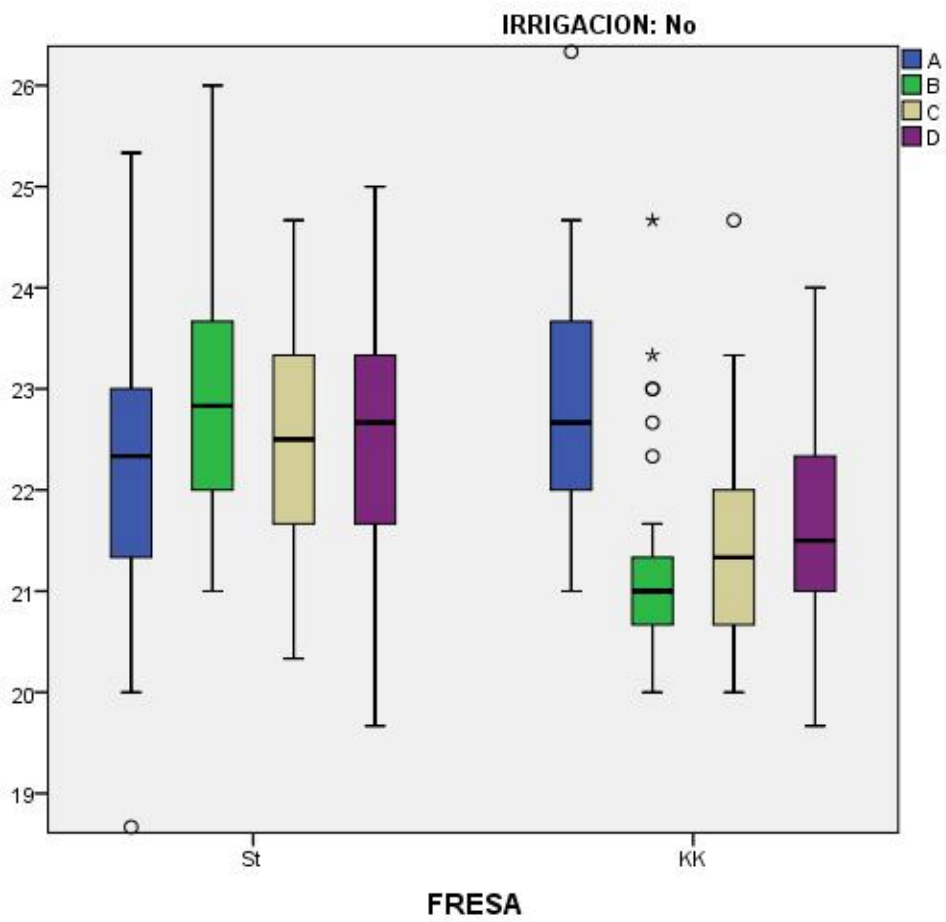
Gráfica 23. Comparación valores promedios de temperatura, en la fresa D (\varnothing 3,5 mm y \varnothing 3,6 mm, respectivamente), entre las fresas ST y KK, en presencia de irrigación.

RESULTADOS

Fresas	Tipo fresa	Media (°C)	Desviación estándar	P valor
A	ST	22,60	0,68	P<0,0001
	KK	24,30	2,61	
B	ST	22,88	1,01	P=0,44
	KK	22,10	1,31	
C	ST	22,82	0,79	P=0,008
	KK	22,81	1,38	
D	ST	22,89	0,86	P=0,009
	KK	22,79	1,42	

Tabla 3. Comparación valores promedio de temperatura entre las fresas ST y KK con irrigación. Se aplicó la t-student en la fresa A y el modelo lineal en el resto de las fresas.

RESULTADOS



Gráfica 24. Comparación temperatura entre las fresas ST y KK en ausencia de irrigación.

RESULTADOS

Fresas	Tipo fresa	Media (°C)	Desviación estándar	P valor
A	ST	22,26	1,29	P=0,182
	KK	22,78	1,13	
B	ST	22,88	1,19	P<0,0001
	KK	21,18	0,89	
C	ST	22,59	1,12	P<0,0001
	KK	21,44	0,93	
D	ST	22,55	1,14	P<0,0001
	KK	21,58	0,98	

Tabla 4. Comparación valores promedio de temperatura entre las fresas ST y KK en ausencia de irrigación. Se aplicó t-student en las fresas C y D y un modelo lineal para las fresas A y B.

RESULTADOS

Al analizar la influencia del uso de las fresas en la generación de calor, se observó en las fresas ST, en presencia de irrigación, que las fresas de diámetro 2,35 mm, 2,8 mm y 3,6 mm aumentaban los valores de temperatura, con un nivel de significación $p < 0,0001$ (correlaciones 0,63, 0,57, 0,51, respectivamente). También se observó un aumento en la generación de calor en las fresas KK, en la fresa lanceolada y fresa de diámetro 2,35 mm, en ausencia de irrigación con un nivel de significación $p < 0,02$ (correlaciones 0,33 y 0,31, respectivamente).

Cabe destacar que ninguna de las fresas de las dos secuencias se acercó a la temperatura considerada de riesgo, todos los valores observados fueron menores de 47°C (Eriksson & Albrektsson 1983).

V. DISCUSIÓN

DISCUSIÓN

En todo estudio experimental “*in vitro*” es necesario definir unas condiciones de trabajo que tiene sus ventajas e inconvenientes. Por ello es necesario discutir y valorar las condiciones en las que hemos realizado la investigación. En primer lugar en nuestro diseño se ha utilizado hueso bovino porque es el que mejor puede imitar las condiciones del hueso humano. En un estudio de Yacker & Klein 1996 se estudió el hueso bovino mediante el uso de una tomografía computerizada y los valores de grosor de la cortical y de densidad ósea mediante el cálculo de unidades Hounsfield y se obtuvo valores similares a los del hueso humano (53). Es por eso, por lo que consideramos que los datos obtenidos pueden considerarse extrapolables al hueso humano. En diferentes estudios se han utilizado diversos materiales de perforación como mandíbula de conejo, tibia de conejo, maxilar y mandíbula de cerdo, costilla de cerdo, tibia de oveja y material polimérico.

Para el registro de la temperatura, existen varios métodos para medir el calor generado durante el fresado. Un método utilizado para medir la temperatura es la termografía infrarroja en tiempo real. El termógrafo detecta el valor del infrarrojo del sujeto, discrimina la distribución de la temperatura como una imagen visible y la expresa por color en un monitor. Otro método es durante cada preparación, las mediciones de la temperatura con un termopar. En nuestro estudio para registrar la temperatura alcanzada por el hueso se utilizó un termopar, cuya característica principal es la precisión dinámica, que se caracteriza por el tiempo de respuesta a una variación brusca de temperatura, optimizada por la naturaleza de los hilos del termopar de platino y platino rodio. Además es un buen conductor de la temperatura debido al diseño de la caña pirométrica. En un reciente estudio de Strbac et al. 2013 emplearon dos termopares para

DISCUSIÓN

la captación de la temperatura, que constaban de 7 sensores cada uno, conectados a un sistema asistido por ordenador y un programa controlado por software (31).

En este estudio no se utilizó un control de la presión del fresado estandarizado sino que se hizo de una manera manual. La presión manual no tiene valores constantes pero hemos querido reproducir en la medida de lo posible unas condiciones para que los resultados de generación de calor sean aplicables al trabajo en la clínica. No existen muchos trabajos en los cuales el fresado sea manual como en nuestro estudio.

Las fresas en los intervalos entre fresados estaban sumergidas en suero salino a temperatura ambiente. Con ello conseguimos, al igual que en el estudio de Sumer et al. 2011 (54), que la temperatura generada sea debida a la producida por la fresa partiendo de las mismas condiciones basales de temperatura. Además, el suero salino usado en la irrigación estaba a 25°C de temperatura, temperatura suficiente para refrigerar adecuadamente y no permitir alcanzar la temperatura de necrosis ósea (30). El tipo de refrigeración usado es externa, sistema apropiado para conseguir una adecuada refrigeración, no siendo necesario utilizar la irrigación interna como se demuestra cuando se comparan ambos sistemas (27).

La férula quirúrgica empleada, era de resina acrílica, fijada a las costillas mediante tornillos de anclaje, simulando las mismas condiciones clínicas que en la técnica de cirugía guiada. A diferencia del estudio de Dos Santos et al. 2014, donde la férula se sujetaba manualmente (55).

En este estudio se utilizaron 2 secuencias de fresado diferentes que constaban de 4 fresas cada uno (fresas ST y KK), para la preparación de un lecho implantario de 4,1 mm de diámetro y 12 mm de profundidad, mediante el uso de una férula quirúrgica.

DISCUSIÓN

Las temperaturas registradas con cada una de las fresas se pueden observar en las gráficas 17 y 18.

Cuando analizamos el efecto de la irrigación, en este estudio observamos diferencias estadísticamente significativas, siendo siempre mayores los valores de temperatura generados con irrigación. Estos resultados pueden ser debidos a que férula interfiere en la irrigación, imposibilitando la refrigeración adecuada de la fresa por lo que el clínico al aplicar una mayor presión puede generar mayor temperatura.

Si evaluamos de una manera más detallada la influencia de la irrigación en la temperatura alcanzada con cada una de las 4 fresas ST y KK, en este estudio observamos en las fresas ST con irrigación diferencia estadísticamente significativa en las fresas de diámetro 2,35 mm con un nivel de significación de $p < 0,0001\%$ (gráfica 19) y las fresas de 2,8 mm con un nivel de significación de $p = 0,023$ (Gráfica 20). En la primera y última fresa no se encontraron diferencias estadísticamente significativa con el uso de irrigación. (Véase tabla 1).

En las fresas KK se encontraron diferencias estadísticamente significativas en todas las fresas con el uso de irrigación dando mayores valores de temperatura. (Véase tabla 2).

Por lo que, según nuestros resultados la férula sí influye en la generación de calor, impidiendo la refrigeración de las fresas, y aumentando la temperatura generada. Misir et al. 2009 demostraron una generación de calor significativamente más alta con el uso de férulas de guía quirúrgica (29). Esta tendencia también se observó en el estudio de Bulloch et al. 2012 (56). En otro estudio *in vitro* de Migliorati et al. 2013 compararon la técnica de cirugía guiada mediante el uso de una férula, con y sin colgajo, y la técnica

DISCUSIÓN

convencional en costillas de cerdo y obtuvieron temperaturas óseas mayores con las férulas (57). Estos hallazgos sugieren que las férulas quirúrgicas son una barrera para la irrigación de la fresa durante la preparación del lecho implantario. Por lo que el cirujano debe emplear una técnica quirúrgica cuidadosa y con una técnica de irrigación suficiente que permita alcanzar la fresa durante la preparación del lecho.

Otro de los factores que puede influir en la generación de calor es el diseño y diámetro de la fresa. En este estudio observamos un ligero aumento de la temperatura a mayor diámetro de las fresas en ambos tipos de fresas. Sin embargo, no era estadísticamente significativo. Estos mismos resultados se observaron en el estudio de Augustin et al. 2008 en los que diámetros mayores de fresa en presencia de irrigación producía un aumento de la temperatura pero siempre por debajo del umbral crítico (16). Al igual que Sung-Jong et al. 2010 encontraron una relación directamente proporcional entre el diámetro de la fresa y el aumento de la temperatura (17). Sin embargo, Oh et al. 2011 observaron que fresas de diámetro más pequeño eliminan una gran cantidad de hueso, las fresas de mayor diámetro están sujetas a cortar menos hueso, por lo que el aumento de temperatura es más pequeño (18). En nuestro estudio, la fresa lanceolada de las fresas KK fue la que generó más temperatura (24,3°C), esto puede ser debido a que la fresa lanceolada generaba mayor cantidad de fricción por su diseño cónico y además se usaba hasta llegar a 12 mm de profundidad, a diferencia de la primera fresa del grupo ST que solo se utiliza para atravesar la cortical. En el estudio de Bulloch et al. 2012 se compara la generación de calor en varias secuencias de fresado y observaron que la mayor producción de calor aparece con la primera fresa. Esto lo atribuye a que la fresa

DISCUSIÓN

de menor diámetro tiene menor masa y por tanto menor capacidad de disipación de calor (56). Este aspecto es lo que puede explicar nuestro resultado.

En nuestro estudio, al analizar la influencia del uso de las fresas en la generación de calor, obtuvimos que en las fresas ST, en presencia de irrigación, las fresas de diámetro 2,35 mm, 2,8 mm y 3,6 mm presentaban mayores valores de temperatura siendo estadísticamente significativo. También se observó mayor generación de calor en las fresas KK, en la fresa lanceolada y fresa de diámetro 2,35 mm, en ausencia de irrigación con un nivel de significación $p < 0,02\%$. Estos mismos resultados obtuvieron Harris y Knholes 2001 que demostraron que el uso repetido de las fresas afectaba a la capacidad de corte, con lo que a menos capacidad mayor producción de calor (8). Dato que coincide también con Scarano et al. 2011 donde evaluaron el efecto de la reutilización de las fresas en las alteraciones de la temperatura durante la osteotomía y concluyeron que el aumento en la reutilización de las fresas provoca un aumento de temperatura en el hueso (11). En 2014, dos Santos et al. fueron los primeros en cuantificar y comparar la deformación de la fresa después de osteotomías repetidas, utilizando la técnica convencional y cirugía guiada. Observaron que la cirugía guiada generó una temperatura ósea más alta que la técnica convencional. El aumento de la temperatura de los tejidos fue directamente proporcional al número de veces que se utilizaron las fresas, sin llegar a la temperatura crítica que el hueso puede tolerar sin necrosis. La deformación de la fresa fue directamente proporcional al número de veces que se utilizaron, en ambos grupos siendo la tendencia de la deformación mayor en cirugía guiada. La rugosidad de la superficie de la fresa también fue directamente proporcional al número de usos y la técnica de cirugía guiada tendió a aumentar la rugosidad de la

DISCUSIÓN

superficie de las fresas (55). Sin embargo, Ercoli et al. 2004 no observó cambios en la temperatura con el desgaste de las fresas (5) y Jochum et al. 2000 tampoco encontraron diferencias significativas en la generación de calor entre las fresas que fueron reutilizadas después del lavado y esterilización y las fresas que se reutilizaron solo tras el lavado (9). En un estudio más reciente de 2015, Koo et al. evaluaron los efectos del desgaste en fresas de metal recubierto con nitruro de titanio, fresas de metal recubierto de carburo de tungsteno y fresas cerámicas de circonita. Sus resultados indicaron que cuando una fresa inicial se utiliza más de 50 veces conduce a temperaturas significativamente más altas durante el fresado. Por lo que el umbral crítico para el desgaste de la fresa parece estar alrededor de 50 usos. También concluyeron que otras variables como la cantidad de hueso a perforar, la forma de la fresa, la profundidad de la perforación y el grosor del hueso cortical podrían afectar al desgaste de la fresa (33).

Otro factor en la producción de calor es la composición de las fresas, en este estudio se utilizaron fresas de acero inoxidable martensítico (fresas ST) y fresas de acero inoxidable endurecible por precipitación (fresas KK). Para analizar la posible influencia de la composición de las fresas comparamos los valores registrados con cada una de las fresas y obtuvimos valores más altos de temperatura en presencia de irrigación con la fresa lanceolada KK (24,3°C), siendo estadísticamente significativo ($p < 0.0001$) comparada con la fresa redonda ST. (Gráfica 21). Este resultado puede ser debido al diseño de la fresa lanceolada que tiene una mayor superficie de corte, que generaría más calor, y además se fresó hasta los 12 mm de profundidad. En comparación, la fresa ST sólo se empleó para marcar la superficie ósea, profundizando un par de milímetros.

DISCUSIÓN

También obtuvimos mayores registros de temperatura con las fresas ST de diámetro 2,8 mm (22,82°C) y 3,5 mm (22,89°C), siendo estadísticamente significativo con un nivel de significación de $p=0,008$ y $p=0,009$, respectivamente. Tabla 6. En ausencia de irrigación, las fresas ST de diámetro 2,2 mm, 2,8 mm y 3,5 mm dieron valores más altos de temperatura siendo estadísticamente significativo ($p<0,0001$) comparado con las fresas KK del mismo diámetro. Tabla 7. Estos resultados parecen indicar que la aleación de acero inoxidable endurecible por precipitación de las fresas KK disipaban mejor el calor debido a las características de la aleación como es su mayor límite elástico, más fuerza y mayor dureza (Albertini et al. 2012) (58). Otro autor que observó la influencia de la composición fue Allsobrook et al. 2011 que comparó la generación de calor durante 50 fresados con tres tipos de fresas: Straumann, Nobel Biocare y Neoss. Los autores observaron que las fresas de Nobel Biocare muestran menor corrosión, desgaste y generación de temperatura que las otras dos. Los autores lo atribuyen a la diferente composición de las fresas y al recubrimiento de carburo de tungsteno que presenta (10). En el mismo año, Sumer et al 2011 compararon el calor producido con fresas de acero inoxidable y fresas cerámicas a 3, 6 y 9 mm de profundidad. Aunque obtuvieron más calor a 3 mm con las fresas cerámicas, las modificaciones de calor no parecen estar relacionadas con el tipo de fresa, ya sea de acero inoxidable o cerámica, en la parte más profunda del lecho (54). Sin embargo, en el estudio de Oliveira et al. 2012, obtuvieron temperaturas más bajas con las fresas cerámicas (59). Ese mismo año, Pires et al. compararon el uso de fresas de acero inoxidable y fresas de cerámica circona endurecida con alúmina y los resultados obtenidos fueron que ambos tipos de fresas se pueden utilizar varias veces sin alcanzar

DISCUSIÓN

una temperatura dañina (60). En 2013, Harder et al. estudiaron dos composiciones de fresas y dos sistemas de irrigación, dando lugar a 4 grupos de estudio (grupo 1: fresa de acero más irrigación externa; grupo 2: fresa de acero más irrigación interna; grupo 3: fresa de acero recubierto de nitruro de circonio; grupo 4: fresa de óxido de circonio). No encontraron diferencias estadísticamente significativas entre la diferente composición de las fresas (32). Los mismos resultados se hallaron en el estudio de Koo et al. 2015 cuando evaluaron el comportamiento de fresas de metal recubierto de nitruro de titanio, fresas de metal recubierto de carburo de tungsteno y fresas cerámicas de zircona, en las que no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las mismas (33).

Para evitar una influencia negativa en la osteointegración, es importante que los clínicos sean conscientes de la importancia de minimizar los factores que pueden contribuir al calentamiento óseo durante la osteotomía del implante. Estos incluyen la selección de una técnica quirúrgica menos traumática, aumento en el volumen de irrigación para asegurar que alcance la interfase del lecho receptor y la fresa y la minimización de la fuerza aplicada durante la perforación. Estas medidas son importantes cuando se utiliza un protocolo de cirugía guiada, ya que esta técnica parece generar más calor que la técnica clásica. Según los resultados del estudio, ninguna de las fresas empleadas, ST y KK alcanzaron una temperatura próxima a la considerada crítica, por lo que no parece tener relevancia clínica.

VI. CONCLUSIONES

CONCLUSIONES

De acuerdo a los resultados obtenidos y teniendo en cuenta las limitaciones del presente estudio in vitro, se pueden extraer las siguientes conclusiones:

1. Se observó una mayor generación de calor en presencia de irrigación, lo que parece indicar que el uso de la férula quirúrgica interfiere en la refrigeración de la fresa durante la preparación del lecho implantario.
2. En ningún caso se alcanzaron temperaturas consideradas de riesgo, por lo que parece que el uso de la férula quirúrgica no influye en la generación de calor. Sin embargo, son necesarios más estudios clínicos para confirmar nuestros resultados.
3. En relación a la composición de las fresas, es un factor a tener en cuenta, ya que según nuestros resultados, las fresas KK, de acero inoxidable endurecido por precipitación, fueron las que menores valores de temperatura alcanzaron, esto se puede explicar porque dicho material disipa mejor el calor.
4. El uso repetido de las fresas, es decir, el desgaste de las mismas, parece influir en la producción de calor. En las fresas ST en presencia de irrigación se obtuvieron valores mayores de temperatura y en ausencia de irrigación las fresas KK lanceolada y 2.35 mm, siendo estadísticamente significativo, conforme aumentaba el uso de las mismas.
5. La temperatura más alta alcanzada durante el fresado fue con la fresa lanceolada de las fresas KK, lo que lo atribuimos a que la utilizamos hasta la longitud de trabajo, a diferencia de la fresa redonda de las fresas ST que solo se profundizó un par de milímetros.

VII. BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA

1. Branemark P-I, Zarb GA, Albrektsson R. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. s.l. : Quintessence, Chicago, 1985, págs. 11-76.
2. Watanabe F, Tawada Y, Komatsu S, Hata Y. Heat distribution in bone during preparation of implant sites: heat analysis by real-time thermography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7: 212-219.
3. Weinlaender M. Bone growth around dental implants. *Dent Clin North Am.* 1991; 35(3): 585-601.
4. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* 1983; 50(1): 101-107.
5. Ercoli C, Funkenbusch P, Lee H J, Moss ME, Graser GN. The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19: 335-349.
6. Huiskes R. Some fundamental aspects of human joint replacement. Analyses of stresses and heat conduction in bone-prosthesis structures. *Acta Orthop Scand* 1980; 185: 1-208.
7. Matthews LS, Hirsch C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg (Am)* 1972; 54: 297-308.
8. Harris BH, Kohles SS. Effects of mechanical and thermal fatigue on dental drill performance. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001; 16: 819-826.

BIBLIOGRAFÍA

9. Jochum RM, Reichart PA. Influence of multiple use of Timedur®- titanium cannon drills: thermal response and scanning electron microscopic findings. Clin Oral Implants Res 2000; 11: 139–143.
10. Allsobrook OFL, Leichter J, Holborow D, Swain M. Descriptive study of the longevity of dental implant surgery drills. Clinical Implant Dentistry and Related Research 2011; 13(3): 244-254.
11. Scarano A, Carinci F, Quaranta A. Effects of bur wear during implant site preparation: an in vitro study. Int J Immunopathol Pharmacol 2007; 20 (suppl 1): 23-26.
12. Hobkirk JA, Rusiniak K. Investigation of variable factors in drilling bone. J Oral Surg 1977; 35: 968-973.
13. Benington IC, Biagionni PA, Crossey PJ. Temperature changes in bovine mandibular bone during implant site preparation: An assessment using Infra-red thermography. J Dent 1996; 24: 263.
14. Cordioli G, Majzoub Z. Heat generation during implant site preparation: An in Vitro study. Int J Oral Maxillofac Implants 1997; 12: 186-193.
15. Chacon GE, Bower DL, Larsen PR. Heat production by 3 implant drill systems alter repeated drilling and sterilization. J Oral Maxillofac Surg. 2006; 64: 265-269.
16. Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrina DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. Arch Orthop Trauma Surg 2008; 128: 71-77.

BIBLIOGRAFÍA

17. Sun-Jong KIM, Jaeyoung YOO, Young-Soo KIM, Sang-Wan SHIN. Temperature change in pig rib bone during implant site preparation by low-speed drilling. *J Appl Oral Sci.* 2010; 18(5): 522-527.
18. Oh HJ, Wikesjö UME, Kang H-S, Ku Y, Eom T-G, Koo K-T. Effect of implant drill characteristics on heat generation in osteotomy sites: a pilot study. *Clin Oral Implants Res* 2011; 22: 722-726.
19. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; 20: 1-25.
20. Bayerlein T, Proff P, Richter G, Dietze S, Fanghänel J, Gedrange T. The use of ceramic drills on a zirconium oxide basis in bone preparation. *Folia Morphol.* 2006; 65 (1): 72-74.
21. Oliveira N, Alaejos-Algarra F, Mareque-Bueno J, Ferres-Padro E, Hernandez-Alfaro F. Thermal changes and drill wear in bovine bone during implant site preparation. A comparative in vitro study: twisted stainless steel and ceramic drills. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23: 963-969.
22. Reingewirtz Y, Szmukler-Moncler S, Semger B. Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology. *Clin Oral Impl Res* 1997; 8: 189-197.
23. Krawala CJ, Martin C, Allan W, Williams ED. The effects of operator technique and bur design on temperature during osseous preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1999; 88: 145-150.

BIBLIOGRAFÍA

24. Kirschner H, Meyer W. Entwicklung einer Innenkühlung für chirurgische Bohrer. Dtsch Zahnärztl Z 1975; 30: 436-438.
25. Lavelle C, Wedgwood D. Effect of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling. J Oral Surg 1980; 38: 499-503.
26. Augustin G, Davila S, Udilljak T, Staroveski T, Brezak D, Babic S. Temperature changes during cortical bone drilling with a newly designed ste drill and an internally cooled drill. International Orthopaedics 2012; 36: 1449-1456.
27. Benington IC, Biagioni PA, Briggs J, Sheridan S, Lamey PJ. Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. Clin. Oral Impl. Res 2002; 13: 293–297.
28. Haider R, Watzek G, Plenk H. Effects of drill cooling and bone structure on imz implant fixation. Int J Oral Maxillofac Implants 1993; 8: 83–91.
29. Misir AF, Sumer M, Yenisey M, Ergioglu E. Effect of surgical drill guide on heat generated from implant drilling. J Oral Maxillofac Surg 2009; 67: 2663-2668.
30. Sener BC, Dergin G, Gursoy B, Kelesoglu E, Slih I. Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. Clin Oral Implant Res 2009; 20: 294-298.
31. Strbac GD, Giannis K, Unger E, Mittlböck M, Watzek G, Zechner W. A novel standarized bone model for thermal evaluation of bone osteotomies with various irrigation methods. Clin Oral Implant. Research 2013; 00: 1-10.

BIBLIOGRAFÍA

32. Harder S, Egert C, Wenz HJ, Jochens A, Kern M. Influence of the drill material and method of cooling on the development of intrabony temperatura during preparation of the site of an implant. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2013; 51: 74-78.
33. Koo KT, Kim MH, Kim HY, Wikesjö UME, Yang JH, Yeo IS. Effects of implant drill wear, irrigation, and drill materials on heat generation in osteotomy sites. *J Oral Implant* 2015; 41: 19-23.
34. Brisman D. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 35-37.
35. Rhineland FW. The normal circulation of bone and its response to surgical intervention. *J Biomed Mater Res* 1974; 8: 87-90.
36. De Souza Carvalho ACG, Queiroz TP, Okamoto R, Margonar R, García IR, Filho OM. Evaluation of bone heating, immediate bone cell viability, and wear of high-resistance drills after the creation of implant osteotomies in rabbit tibias. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26: 1193-1201.
37. Eriksson RA, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg* 1986; 44: 4-7.
38. Sharawy M, Misch CE, Weller N, Tehemar S. Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed. *J Oral Maxillofac Surg* 2002; 60:1160-1169.
39. Thompson HC. Effect of drilling into bone. *J Oral Surg* 1958; 16: 22-30.

BIBLIOGRAFÍA

40. Pallan FG. Histological changes in bone after insertion of skeletal fixation pins. *J Oral Surg Anesth Hosp D Serv* 1960; 18: 400-408.
41. Eriksson RA, Albrektsson T, Albrektsson B. Temperature measurements at drilling in cortical bone in vivo. Heat induced bone tissue injury (Postdoctoral thesis). University of Goteborg 1984: 41-43.
42. Iyer S, Weiss C, Mehta A. Effects of drill speed on heat production and the rate and quality of bone formation in dental implant osteotomies. Part I: Relationship between drill speed and heat production. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 411-414.
43. Kim SJ, Yoo J, Kim YS, Shin SW. Temperature change in pig rib bone during implant site preparation by low-speed drilling. *J Appl Oral Sci* 2010; 18: 522-527.
44. Stelzle F, Frenkel C, Rieman M, Knipfer C, Stockmann P, Nkenke E. The effect of load on heat production, thermal effects and expenditure of time during implant site preparation – an experimental ex vivo comparison between piezosurgery and conventional drilling. *Clin Oral Implants Res* 2014; 25: 40-48.
45. Jung RE, Schneider D, Ganeles J, Wismeijer D, Zwahlen M, Hammerle CHF, Tahmaseb A. Computer technology applications in surgical implant dentistry: A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24 (suppl): 92-109.
46. Tahmaseb A, Wismeijer D, Coucke W, Derksen W. Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29: 25-42.

BIBLIOGRAFÍA

47. Brief J, Edinger D, Hassfeld S, Eggers G. Accuracy of image-guided implantology. Clin Oral Impl Res 2005; 16: 495-501.
48. Widmann G, Widmann R, Widmann E, Jaschke W, Bale R. Use of a surgical navigation system for CT-guided template production. Int J Oral Maxillofac Implants 2006; 22: 72-8.
49. D'haese J, Van De Velde T, Komiyama A, Hultin M, De Bruyn H. Accuracy and complications using computer-designed stereolithographic surgical guides for oral rehabilitation by means of dental implants: a review of the literature. Clin Implant Dent Relat Res 2012; 14: 321-335.
50. Schneider D, Marquardt P, Zwahlen M, Jung RE. A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry. Clin. Oral Impl. Res 2009; 20 (Suppl. 4): 73-86.
51. Esposito M, Grusovin MG, Achille H, Coulthard P, Worthington HV. Interventions for replaciong missing teeth: Different times for loading dental implants. Cochrane Database Sys Rev 2009: CD003878.
52. D'haese J, Ackhurst J, Wismeijer D, De Bruyn H, Tahmaseb A. Current state of the art of computer-guided implant surgery. Periodontology 2000, 2017; 73: 121-133.
53. Yacker MJ, Klein M. The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. Int J Oral Maxillofac Implants 1996; 11: 634–638.

BIBLIOGRAFÍA

54. Sumer M, Misir AF, Telcioglu NT, Guler AU, Yenisey M. Compariosn of heat generation during implant drilling using stainless steel and ceramic drills. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011; 69: 1350-1354.
55. dos Santos PL, Queiroz TP, Margonar R, de Souza Carvalho AC, Betoni W Jr, Rezende RR, dos Santos PH, García IR Jr. Evaluation of bone heating, drill deformation, and drill roughness after implant osteotomy: Guided surgery and classic drilling procedure. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014; 29: 51-58.
56. Bulloch SE, Olsen RG, Bulloch B. Comparison of heat generation between internally guided (cannulated) single drill and traditional sequential drilling with and without a drill guide for dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012; 27: 1456-1460.
57. Migliorati M, Amorfini L, Signori A, Barberis F, Biavati AS, Benedicenti S. Internal bone temperature change during guided surgery preparations for dental implants: An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28: 1464-1469.
58. Albertini M, Herrero-Climent M, Lázaro P, Ríos JV, Gil FJ. Comparative study on AISI 440 and AISI 420B stainless steel for dental drill performance. *Materials Letters* 2012; 79: 163-165.
59. Oliveira N, Alaejos-Algarra F, Mareque-Bueno J, Ferres-Padro E, Hernandez-Alfaro F. Thermal changes and drill wear in bovine bone during implant site preparation. A comparative in vitro study: twisted stainless steel and ceramic drills. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23: 963-969.

BIBLIOGRAFÍA

60. Pires LFS, Tandler B, Bissada N, Duarte S Jr. Comparison of heat generated by alumina-toughened zirconia and stainless steel burs for implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27: 1023-1028.

VIII. RESUMEN

1. Introducción. El éxito de los implantes dentales depende de varios factores, el más importante es la correcta cicatrización del lecho implantario. En el estudio de Erickson 1986 se estableció la temperatura crítica de 47°C, que puede tolerar el hueso sin producir necrosis. Otros factores a tener en cuenta en la producción de calor son la velocidad del motor, la forma y diámetro de las fresas, el desgaste de las mismas, la duración de la perforación y la irrigación.

En los últimos años la colocación de implantes se ha ido mejorado mediante la incorporación de diversos protocolos como la cirugía guiada o asistida por ordenador, en la cual se fabrica una férula quirúrgica con las guías para la inserción de los implantes de diferente diámetro y longitud y su inclinación espacial según la anatomía del reborde alveolar de los maxilares. Sin embargo, el uso de estas férulas podría implicar una dificultad en la efectividad de la irrigación, es por ello, que el uso de férulas quirúrgicas es otro factor a tener en cuenta junto con la velocidad del motor, la forma y diámetro de las fresas, la duración de la perforación y la irrigación, en la generación de calor en el lecho implantario.

2. Objetivos. Evaluar en un modelo *in vitro* la influencia de la férula quirúrgica en el fresado con y sin irrigación y estudiar cómo se comporta la diferente composición, diseño y desgaste de dos sistemas diferentes de secuencia de fresado, con su uso estandarizado, en la producción de calor.

3. Material y método. Estudio *in vitro* donde se compara dos secuencias diferentes de fresado mediante 2 tipos de fresas: unas son fresas de acero inoxidable martensítico (Straumann ®) y otras son de acero inoxidable endurecible por precipitación (Klockner

®). Se fabricaron férulas quirúrgicas de resina que se fijaron a las costillas bovinas mediante tornillos de anclaje. Las perforaciones de esta férula tenían una separación de al menos 1 cm aproximadamente. Se llevó a cabo en costillas bovinas y se realizaron 3 secuencias de perforación con 4 fresas, cada una se usó 100 veces. En las dos secuencias de fresado, se diferenciaron dos grupos, uno con irrigación externa con suero fisiológico a temperatura ambiente y otro sin irrigación. La temperatura ósea se registró con un medidor de temperatura, Termopar ®, de manera alterna cada dos fresados.

4. Resultados. La temperatura ósea media con irrigación fue para las fresas ST de $22,8 \pm 0,61^{\circ}\text{C}$ y en las fresas KK de $23 \pm 1,41^{\circ}\text{C}$. En ausencia de irrigación, la temperatura alcanzada en las fresas ST fue de $22,57 \pm 0,97^{\circ}\text{C}$ y en las fresas KK de $21,75 \pm 0,81^{\circ}\text{C}$. En las fresas KK se encontraron diferencias estadísticamente significativas en todas las fresas con el uso de irrigación obteniendo mayores valores promedio de temperatura. Se obtuvo valores promedio más altos de temperatura en presencia de irrigación con la fresa lanceolada KK ($24,30 \pm 2,61^{\circ}\text{C}$), siendo estadísticamente significativo ($p < 0,0001$) comparada con la fresa redonda ST ($22,60 \pm 0,68^{\circ}\text{C}$). En ausencia de irrigación, las fresas ST de diámetro 2,2 mm, 2,8 mm y 3,5 mm dieron valores promedio más altos de temperatura siendo estadísticamente significativos ($p < 0,0001$) comparado con las fresas KK del mismo diámetro. Se observó en las fresas ST, en presencia de irrigación, que las fresas de diámetro 2,35 mm, 2,8 mm y 3,6 mm presentaban valores promedio estadísticamente significativos con un nivel de significación $p < 0,0001$, con respecto a las fresas KK del mismo diámetro. También se observó mayor generación de calor en las fresas KK, en la fresa lanceolada y fresa de diámetro 2,35 mm, en ausencia de

irrigación con un nivel de significación $p < 0,02$.

6. Conclusiones. De acuerdo a los resultados obtenidos y teniendo en cuenta las limitaciones del presente estudio in vitro, se pueden extraer las siguientes conclusiones:

1. Se observó una mayor generación de calor en presencia de irrigación, lo que parece indicar que el uso de la férula quirúrgica interfiere en la refrigeración de la fresa durante la preparación del lecho implantario.

2. En ningún caso se alcanzaron temperaturas consideradas de riesgo, por lo que parece que el uso de la férula quirúrgica no influye en la generación de calor. Sin embargo, son necesarios más estudios clínicos para confirmar nuestros resultados.

3. En relación a la composición de las fresas, es un factor a tener en cuenta, ya que según nuestros resultados, las fresas KK, de acero inoxidable endurecido por precipitación, fueron las que menores valores de temperatura alcanzaron, esto se puede explicar porque dicho material disipa mejor el calor.

4. El uso repetido de las fresas, es decir, el desgaste de las mismas, parece influir en la producción de calor. En las fresas ST en presencia de irrigación se obtuvieron valores mayores de temperatura y en ausencia de irrigación las fresas KK lanceolada y 2.35 mm, siendo estadísticamente significativo, conforme aumentaba el uso de las mismas.

5. La temperatura más alta alcanzada durante el fresado fue con la fresa lanceolada de las fresas KK, lo que lo atribuimos a que la utilizamos hasta la longitud de trabajo, a diferencia de la fresa redonda de las fresas ST que solo se profundizó un par de milímetros.

